

München, 1960

**Zur Frage einer Beurteilung der
körperlichen Leistungsfähigkeit mit
Hilfe von Blutdruckmessungen
unter besonderer Berücksichtigung
des Amplitudenfrequenzproduktes**

Elisabeth Keilhacker



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554020_0083

AUS DER KINDERPOLIKLINIK DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Professor Dr. G. Weber

**Zur Frage einer Beurteilung der
körperlichen Leistungsfähigkeit mit
Hilfe von Blutdruckmessungen
unter besonderer Berücksichtigung
des Amplitudenfrequenzproduktes**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und

einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Elisabeth Keilhacker

aus Nürnberg

München 1960

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter;	Privatdozent Dr. Th. HELLBRÜGGE
Mitberichterstatter;	Professor Dr. G. WEBER
Dekan;	Professor Dr. H. EYER

Tag der mündlichen Prüfung: 11. Oktober 1960



INHALTSÜBERSICHT

	Seite
Zur Frage von Kreislaufveränderungen durch körperliche Arbeit von Kindern und Jugendlichen in der Literatur unter besonderer Berücksichtigung des Blutdruckverhaltens	9
1) Besonderheiten der Blutdruckmessung im Kindesalter	9
2) Blutdruckveränderungen bei Arbeit von Kindern und Jugendlichen	13
3) Das Verhalten der Pulsfrequenz bei Belastung im Kindes- und Jugendalter	22
I. Die Frage einer Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit durch Blutdruckmessungen in der Literatur	30
1) Die Bestimmung des Herzminutenvolumens bei Arbeit unter besonderer Berücksichtigung des Amplitudenfrequenzproduktes	30
2) Funktionsproben zur Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit mit Hilfe von Blutdruckmessungen	44
II. Eigene Untersuchungen	
1) Methodik:	
a) Untersuchungsgut	53
b) Messanordnung	57
c) Versuchsanordnung	59
d) Angewandte statistische Methoden	60
2) Ergebnisse:	
a) Das Verhalten des Blutdruckes während kontinuierlich steigender Belastung	62
b) Das Verhalten der Pulsfrequenz während kontinuierlich steigender Belastung	73
c) Das Verhalten des Amplitudenfrequenzproduktes bei kontinuierlich steigender Belastung	78
d) Die Abhängigkeit verschiedener Grenz-Amplitudenfrequenzprodukte von Lebensalter, Geschlecht und körperlicher Entwicklung	87

IV. Zusammenfassung	98
V. Literaturverzeichnis	100
VI. Lebenslauf	112

ÜBERSICHT ÜBER DIE ABBILDUNGEN UND TABELLEN

Abbildungen:

1. Abb.: Graphische Darstellung zur Erleichterung des Auffindens des Amplitudenfrequenzproduktes von 10 000 (S. 60).
2. Abb.: Das Verhalten des Blutdrucks während kontinuierlich steigender Belastung bei Jungen und Mädchen in verschiedenen Altersstufen (S. 63).
3. Abb.: Mittlere Blutdruckveränderungen der 195 untersuchten Jungen und Mädchen (bezogen auf den systolischen Ruhedruck) während kontinuierlich steigender Belastung (S. 69).
4. Abb.: Mittlere absolute Blutdruckwerte der 195 untersuchten Jungen und Mädchen während kontinuierlich steigender Belastung (S. 71).
5. Abb.: Mittlere Blutdruckamplitude in Abhängigkeit von der Belastung (S. 72).
6. Abb.: Mittlerer Anstieg der Pulsfrequenz während kontinuierlich steigender Belastung in verschiedenen Altersstufen (Ausgangspulsfrequenz = Pulsfrequenz während einer Belastung von 1 mkp/sec) (S. 75).
7. Abb.: Veränderungen des Amplitudenfrequenzprodukts während kontinuierlich steigender Belastung in verschiedenen Altersstufen (S. 79).
8. Abb.: Veränderungen des reduzierten Amplitudenfrequenzprodukts während kontinuierlich steigender Belastung in verschiedenen Altersstufen (S. 83).
9. Abb.: Prozentuale Veränderungen des reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes während kontinuierlich steigender Belastung in verschiedenen Altersstufen (S. 86).

Tabellen:

1. Tab.: Zahl, Beruf, Alter und Geschlecht der untersuchten Kinder und Jugendlichen (S. 54).
2. Tab.: Grösse, Gewicht und Körperoberfläche der untersuchten Kinder und Jugendlichen (S. 55).
3. Tab.: Reifestufen (nach SCHMIDT-VOIGT) der untersuchten Kinder und Jugendlichen (S. 56).

4. Tab.: Mittlerer systolischer Blutdruck bei einer Belastung von 4 mkp/sec in verschiedenen Altersgruppen (S. 65).
5. Tab.: Mittlerer diastolischer Blutdruck bei einer Belastung von 4 mkp/sec in verschiedenen Altersgruppen (S. 66).
6. Tab.: Mittlere Blutdruckamplitude bei einer Belastung von 4 mkp/sec in verschiedenen Altersgruppen (S. 68).
7. Tab.: Mittlerer Anstieg der Pulsfrequenz bei einer Belastung von 4 mkp/sec über den Ausgangswert während Ruhe im Sitzen in verschiedenen Altersgruppen (S. 76).
8. Tab.: Mittlere Amplitudenfrequenzprodukte bei einer Belastung von 4 mkp in verschiedenen Altersgruppen (S. 81).
9. Tab.: Mittlere reduzierte Amplitudenfrequenzprodukte bei einer Belastung von 4 mkp/sec in verschiedenen Altersgruppen (S. 84).
10. Tab.: Mittlere prozentuale Steigerung des reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes gegenüber dem Ruhewert während einer Belastung von 4 mkp/sec in verschiedenen Altersgruppen (S. 88).
11. Tab.: Mittlere Belastungen in mkp/sec für ein Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 in verschiedenen Altersstufen (S. 90).
12. Tab.: Mittlere Belastungen in mkp/sec für ein reduziertes Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 in verschiedenen Altersstufen (S. 92).
13. Tab.: Mittlere Belastungen in mkp/sec für eine Steigerung des reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes auf 250 % des Ruhewertes (S. 93).
14. Tab.: Mittlere Belastungen in mkp/sec für ein Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 in verschiedenen Reifegruppen (nach SCHMIDT-VOIGT) (S. 94).

Die Entwicklung der körperlichen Leistungsfähigkeit im Kindes- und Jugendalter findet in den letzten Jahren insbesondere im Zusammenhang mit dem Problem der schulischen Belastung und der Berufsreife ein zunehmendes Interesse. Während nämlich vor wenigen Jahrzehnten nicht wesentlich mehr bekannt war, als dass Kinder weniger leistungsfähig sind als Erwachsene, bemüht man sich heute mehr und mehr darum, die Einzelfaktoren kennenzulernen, derentwegen Kinder in ihrem Leistungsvermögen gegenüber Erwachsenen eingeschränkt sind.

Da man aber in zunehmendem Masse das Gespür dafür verloren hat, welche Belastungen Kindern und Jugendlichen in verschiedenen Altersstufen ohne Schaden in Schule und Beruf zugemutet werden können, sind genauere Kenntnisse über quantitative Leistungsunterschiede in den einzelnen Lebensaltern besonders notwendig geworden. Im folgenden soll darum nach einem Einblick in die Literatur zum Problem des Blutdruckverhaltens bei Arbeit von Kindern und Jugendlichen über eigene Untersuchungen zu dieser Frage berichtet und zur Entwicklung des Leistungsverhaltens im Jugendalter unter besonderer Berücksichtigung des Amplituden-Frequenz-Produktes Stellung genommen werden.

I. ZUR FRAGE VON KREISLAUFVERÄNDERUNGEN DURCH KÖRPERLICHE ARBEIT VON KINDERN UND JUGENDLICHEN IN DER LITERATUR UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG DES BLUTDRUCKVERHALTENS

1) Besonderheiten der Blutdruckmessung im Kindesalter

Während die Messung des Blutdruckes noch vor mehreren Jahrzehnten ausserordentlich schwierig war, gehört sie heute auch in der Paediatric zu einer routinemässig angewandten Methode. Wegen der besonderen Schmerzempfindlichkeit der Kinder führt man allerdings nur sehr selten eine direkte Bestimmung des Blutdruckes aus, indem man mit der von BONSORFF (7) eingeführten Methode den intraarteriellen Druck registriert, sondern bedient sich wohl ausschliesslich der sogenannten indirekten Blutdruckmessung.

Bei der indirekten Blutdruckmessung, die im Prinzip bereits von MAREY (60) entwickelt wurde, steigert man meist in einer zirkulär anliegenden Manschette den Innendruck solange, bis dieser den intraarteriellen Druck überschreitet und die Arterie zum Kollabieren bringt. Verringert man nun den Druck innerhalb der Manschette allmählich und beobachtet das Pulsverhalten distal der Kompressionsstelle so lange bis die erste Pulswelle wieder durchschlägt, so soll der Innendruck der Manschette zu diesem Zeitpunkt dem wahren systolischen intraarteriellen Druck entsprechen. Für die indirekte Blutdruckmessung ist somit von besonderer Bedeutung, dass der Innendruck der Manschette wirklich dem intraarteriellen Druck entspricht und dass das gewählte Kriterium (Arteriengeräusch (KOROTKOFF, 52), Palpieren der ersten Pulswelle (RIVA-ROCCI 78)) eine genügend genaue Bestimmung der ersten durchschlagenden Pulswelle erlaubt.

Damit wird aber deutlich, dass man bei einer indirekten Blutdruckmessung den Innendruck der Manschette nicht kritiklos mit dem intraarteriellen Druck gleichsetzen darf. Misst man nämlich bei einer bestimmten Person den Blutdruck mit verschieden breiten Manschetten, so zeigt sich, dass der Innendruck der Manschette in Form einer Exponentialfunktion zunimmt, wenn man die Manschettengbreite progressiv verringert.

So konnte RECKLINGHAUSEN (76) schon 1901 nachweisen, dass der ermittelte "Blutdruckwert" im wesentlichen von der Breite der gewählten Blutdruckmanschette abhängt. Er wies als erster auf die Ungenauigkeit der von RIVA-ROCCI (78) mit Hilfe eines Fahrradschlauches von 4,5 cm Breite ermittelten "Blutdruckwerte" hin und ging dabei von folgenden Überlegungen aus:

Werden die Weichteile des Armes durch einen Druck von aussen komprimiert, so

werden stets auch die, dem unmittelbar vom Druck getroffenen Bezirk benachbarten, Weichteile deformiert. Sie widerstreben dieser Deformation und suchen in ihre normale Lage zurückzukehren. Dabei reissen sie die anstossenden, vom Druck unmittelbar getroffenen, Weichteile hoch und nehmen ihnen so einen Teil des Druckes ab. Die randständigen Teile des komprimierten Bezirkes stehen also nicht unter dem vollen Druck, der die mittleren Teile trifft.

Ist der Bezirk so klein, dass er sozusagen nur randständige Teile umfasst, dann bleibt eine in dieser Weise komprimierte Arterie immer noch durchgängig, auch wenn der Druck je Flächeneinheit bei grösserem Bezirk genügen würde, um sie zu verschliessen. RECKLINGHAUSEN konnte nachweisen, dass die unter Verwendung zu schmaler Manschetten ermittelten "Blutdruckwerte" weit über dem wirklichen intraarteriellen Druck lagen. Die in der Manschette abgelesenen Werte nähern sich in dem Masse dem intraarteriellen Blutdruck an, als die Manschette verbreitert wird. Sobald die für den einzelnen Fall benötigte Breite erreicht wird, ändert eine weitere Verbreiterung der Manschette das Messergebnis praktisch nicht mehr.

RECKLINGHAUSEN empfahl darum auf Grund seiner Untersuchungen für Erwachsene eine Manschettenbreite von 12 bis 13 cm. Die auf diese Weise gemessenen "Blutdruckwerte" stimmen erfahrungsgemäss mit hinreichender Genauigkeit mit dem intraarteriellen Druck überein. Bei besonders dünnen Oberarmen empfahl RECKLINGHAUSEN darüberhinaus ein Verhältnis zwischen Manschettenbreite und Oberarmumfang von 1 : 2,4 einzuhalten.

Im Kindesalter ergeben sich nun bei der indirekten Blutdruckmessung besondere Schwierigkeiten, da die Oberarmlängen zum Teil so klein sind, dass das Anlegen einer Erwachsenenmanschette praktisch unmöglich ist. Aus diesem Grunde hat man üblicherweise in den verschiedenen Stufen des Kindesalters Manschettenbreiten verwendet, die den Oberarmlängen so angepasst waren, dass eine Auskultation der KOROTKOFF-Geräusche (52) in der Ellenbeuge noch möglich blieb.

Auf Grund der eingangs geschilderten theoretischen Überlegungen muss jedoch erwartet werden, dass der bei solchen Messungen gewonnene Innendruck der Manschette durchaus nicht immer mit dem arteriellen Innendruck übereinstimmen kann. Vergleichsuntersuchungen amerikanischer Autoren mit direktem und indirektem Messverfahren verdienen daher besonderer Beachtung.

So führten ROBINOW, HAMILTON, WOODBURY und VOLPITTO (79) Messungen an 62 Kindern im Alter zwischen 6 Wochen und 13 Jahren durch. Sie bestimmten dabei unter annähernden RUHE-Nüchtern-Bedingungen an einem Arm den Blutdruck direkt durch Arterienpunktion, während an dem anderen Arm der Blutdruck auskultatorisch nach der Methode von KOROTKOFF (52) ermittelt wurde. Sie bedienten sich dabei nacheinander einer Manschette von 2,5 cm, 4,5 cm, 6,5 cm,

9 cm sowie 11,5 cm und konnten durch einen Vergleich mit den intraarteriellen Blutdruckwerten die optimale Manschettenbreite ermitteln. ROBINOW und Mitarbeiter beobachteten dabei, dass die optimale Manschettenbreite für den systolischen Blutdruck etwas höher lag als für den diastolischen Blutdruck. Zur Korrektur dieses Fehlers empfahlen sie, den diastolischen Wert durch Abzug von 4,5 mm Hg jeweils zu korrigieren. Auch nach dieser Korrektur ergab sich für den diastolischen Blutdruckwert keine so gute Übereinstimmung zwischen dem intraarteriellen Wert und dem Manschettendruck wie für den systolischen Blutdruckwert. Bei der Bestimmung des systolischen Blutdruckes ergab sich zwischen der optimalen Manschettenbreite und dem ermittelten Oberarmumfang eine enge lineare Abhängigkeit (Korrelationskoeffizient $r = + 0,71$).

ROBINOW und Mitarbeiter teilten ihr Untersuchungsgut nun in Gruppen ein, deren Oberarmumfänge sich jeweils um 2,5 cm unterschieden. Daraus ergaben sich für die verschiedenen Oberarmumfänge (unter Berücksichtigung weiterer Angaben von KEUTH und PEUSQUENS (45)) folgende optimale Manschettenbreiten:

Oberarmumfang:	Optimale Manschettenbreite:
7,5 - 10,0 cm	4 cm
10,0 - 12,5 cm	5 cm
12,5 - 15,0 cm	7 cm
15,0 - 20,0 cm	9 cm
über 20,0 cm	12 cm

KIRSCHSEPER (50) berücksichtigte in seiner Untersuchung über den Einfluss des Umfanges der Messtelle auf die Blutdruckmessung die von ROBINOW aufgestellten optimalen Manschettenbreiten und kam dabei zu ähnlichen Ergebnissen. Er riet darüber hinaus, auf Grund von Modellversuchen die Dicke der die Arterie überlagernden Gewebe zu berücksichtigen. So beobachtete er bei Messungen an Versuchspersonen gleichen Alters mit verschiedenen Oberarmumfängen unter Verwendung einer gleichbleibenden Manschettenbreite einen Einfluss der Dicke der Messtelle auf den ermittelten Blutdruckwert. KIRSCHSEPER konnte nachweisen, dass die Größe des Messfehlers mit der Dicke des die Arterie überlagernden Gewebes parallel lief und dabei eine starke Abhängigkeit von der Breite der verwandten Blutdruckmanschette zeigte. Während bei der Verwendung einer 12 cm breiten Manschette nur eine Fehlerbreite bis zu 10 % beobachtet wurde, wuchs die Fehlerbreite bei der Anwendung einer 4 cm breiten Manschette z.B. auf 58 % an.

Bei einem Vergleich des wirklichen intraarteriellen Druckes mit dem Manschetteninnendruck spielt neben der Breite der Manschette und dem Oberarmumfang auch die Kompressibilität des die Arterie überlagernden Gewebes eine Rolle. Auch ROBINOW und Mitarbeiter konnten bereits auf eine Abhängigkeit der gefundenen

Blutdruckwerte von der Elastizität des unter Druck gesetzten Gewebes hinweisen. Es zeigte sich, dass die optimale Manschettenbreite trotz gleichen Oberarmumfanges für die kleineren Kinder grösser war als etwa für die Schulkinder. ROBINOW und Mitarbeiter untersuchten daher die Abhängigkeit der Gewebskompressibilität vom Lebensalter indem sie den Oberarmumfang mit einem eigens konstruierten Bandmass bestimmten, das verschieden stark belastet werden konnte. Den Quotienten zwischen den Oberarmumfängen vor und nach der Komprimierung mit dem unter Zug gesetzten Bandmass bezeichneten ROBINOW und Mitarbeiter als relatives Mass der Gewebskompressibilität. Die Autoren fanden eine lineare Abhängigkeit der Kompressibilität des über der Arterie gelegenen Gewebes vom Lebensalter. Bei der indirekten Blutdruckmessung weicht das weichere Gewebe des jüngeren Kindes beim Aufblasen der Blutdruckmanschette offenbar stärker aus als beim älteren. Daraus ergibt sich momentan ein geringerer Oberarmumfang als beim älteren Kind, dessen Gewebe durch die vermehrten Muskeln und Sehnen weniger nachgiebig ist. Da mit zunehmendem Alter der Oberarmumfang zunimmt, die Kompressibilität des Gewebes dagegen abnimmt, ergibt sich aus beiden Tatsachen die Notwendigkeit mit zunehmendem Lebensalter bis zum Erreichen der Erwachsenenwerte breitere Blutdruckmanschetten zu verwenden.

Die Besonderheiten der exakten Blutdruckmessung im Kindesalter liegen aber nicht nur in einer strengen Beobachtung der optimalen Manschettenbreite sondern auch in den Schwierigkeiten, auf die eine genaue Bestimmung des diastolischen Wertes stösst.

ROBINOW und Mitarbeiter richteten sich bei der Festlegung der optimalen Manschettenbreiten nach den Korotkoffgeräuschen. Lässt man den Druck in der Manschette allmählich absinken, so treten zunächst leisesystolische Töne auf (1. Phase), die sich zu blasenden Geräuschen verstärken (2. Phase) um dann in laute scharfe Geräusche überzugehen (3. Phase). Diese Töne werden erst stärker, dann wieder schwächer und gehen endlich bei noch weiter fallendem Druck ziemlich plötzlich in leise dumpfe Töne über (4. Phase), die schliesslich auch verschwinden. Besonders der Übergang von der 3. in die 4. Phase, der als Kriterium des diastolischen Blutdruckes angesehen wird, ist bei kleineren Kindern oft nur sehr ungenau zu bestimmen, KEUTH und PEUSQUENS (45) schlugen daher vor, die Blutdruckwerte lieber mit Hilfe des Boucke Brecht'schen Infratonsystems zu bestimmen und legten eigene Kriterien für die Festlegung des systolischen und diastolischen Druckwertes fest. Als Kriterienpaar wurde verwandt: Auftreten, bzw. Verschwinden der negativen Zacke - Auftreten der ersten zunehmenden Welle bzw. Verschwinden der Deformierung des diastolischen Pulswellenabschnittes.

Nun ist von Interesse, dass die meisten sog. Normwerte des Blutdruckes für die verschiedenen kindlichen Altersstufen ohne Berücksichtigung der optimalen Man-

schettenbreiten gewonnen wurden. Die z.B. von KATZENBERGER (43), WOLFENSOHN-KRISS (103), SEILER (92), WRIGHT (104), SUNDAL (96), KAUPÉ (44), MEYER (65) CURSCHMANN (17) u. a. angegebenen Normwerte für die einzelnen Jahrgänge bedürfen darum dringend der Überprüfung. Bei Reduktion der Blutdruckwerte auf die optimale Manschettenbreite konnten ROBINOW und Mitarbeiter während des Kleinkinder- und Schulalters mit direkten Methoden keine Abhängigkeit der Blutdruckwerte vom Lebensalter nachweisen. Vielmehr fanden sie systolisch einen Mittelwert von 101,9 mm Hg für alle Jahrgänge, der gleichbleibend eine Streuung von $\pm 9,3$ aufwies. Ähnliche Befunde wurden kürzlich von OBERHOFF (74) mit der indirekten Blutdruckmessung nachgewiesen, der ausserdem aufzeigen konnte, dass der gemessene Blutdruck deutliche tagesperiodische Schwankungen aufwies, wobei der grösste Druck um 16 Uhr gefunden wurde, während eine Blutdrucksenke um 2 Uhr zu finden war.

2) Blutdruckveränderungen bei Arbeit von Kindern und Jugendlichen

Die oben aufgezeigten Schwierigkeiten der Blutdruckmessung im Kindesalter bezogen sich auf eine Bestimmung des Blutdrucks unter Ruhebedingungen. Bei Untersuchungen des Blutdruckverhaltens während körperlicher Arbeit ergeben sich zusätzliche Probleme. Jede körperliche Arbeit ist mit Muskelgeräuschen verbunden, die eine auskultatorische Bestimmung des Blutdrucks in der Ellenbeuge erheblich erschweren. Um das Auftreten der störenden Geräusche möglichst zu vermeiden, muss der Arm, an dem man die Blutdruckmessung vornimmt, ruhiggestellt werden.

Um die Störungen zu umgehen, haben manche Autoren (z.B. SCHELLONG (85)) empfohlen, den Blutdruck nach Arbeitsende zu messen. Nun haben aber schon BOAS (5) sowie HERXHEIMER (36) zeigen können, dass der Blutdruck meist unmittelbar, spätestens aber in den ersten Minuten nach Arbeitsende den Ausgangswert erreicht. Nach besonders grossen Leistungen ist die Rückkehr des Blutdrucks zum Ausgangswert erst in der 8. Minute nach Arbeitsende zu beobachten. Aus diesem Grunde können nur die während der Arbeit gemessenen Blutdruckwerte die Arbeitsverhältnisse exakt wiedergeben.

Wegen dieser methodischen Schwierigkeiten hat die Bestimmung des Blutdrucks von Kindern und Jugendlichen während körperlicher Arbeit bisher nur ein geringes Interesse gefunden. Da über das Verhalten des kindlichen Blutdrucks während Arbeitsbelastungen nur wenige Untersuchungen vorliegen, soll zuerst ein Überblick über gleichartige Untersuchungen an Erwachsenen gegeben werden.

Die ersten, die den Blutdruck während körperlicher Arbeit verfolgten, waren GREBNER und GRÜNBAUM (29), die bei dosierter Leistung an den HERZ'schen Widerstandsapparaten den Blutdruck sofort mit Beginn der Muskelleistung ansteigen sahen. Die Grösse der Blutdruckerhöhung sollte von der Grösse der Arbeit, besonders im Verhältnis zur Leistungsfähigkeit der rätigen Muskeln abhängig sein. Ausserdem spielte die Zeit, innerhalb der die Arbeit geleistet wurde, eine Rolle. Nach Beendigung der Arbeit fiel der Blutdruck mehr oder weniger rasch zur Norm zurück oder sank zuweilen unter dieselbe ab.

Weiterhin wurde schon von MASING (61) festgestellt, dass der Blutdruck bei älteren Leuten auch bei gleicher Leistung mehr ansteigt als bei jüngeren. MASING führte seine Untersuchungen an 9 jüngeren Männern im Alter von 19 bis 23 Jahren, an 3 Männern zwischen 38 und 50 Jahren sowie an 7 älteren Männern im Alter von 58 bis 81 Jahren durch. Die geforderte Leistung bestand im rhythmischen Anzwecken des Beines nach dem Takt eines Metronoms, wobei in der Zeiteinheit ein beliebig grosses Gewicht um eine bestimmte Höhe gehoben wurde. Diese Hubhöhe betrug immer 40 cm und konnte durch eine geeignete Hemmungsvorrichtung genau eingehalten werden. Die Versuchspersonen arbeiteten mit einer Belastung von 3 kg, bzw. 5 kg. Die von beiden Beinen verrichtete Minutenleistung betrug dann 36 bzw. 60 mkg. Der Blutdruck wurde während der Arbeit alle 2 Minuten nach der von RIVA-ROCCI angegebenen Weise bestimmt. Dabei erhöhte sich bei den jüngeren Versuchspersonen der systolische Blutdruck um 38,4 mm Hg, bei den Männern zwischen dem 38. und 50. Lebensjahr um 49 mm Hg und bei den älteren Männern um 51,5 mm Hg. Der systolische Blutdruck stieg also während gleicher Belastung bei den älteren Versuchspersonen mehr an als bei den jungen Erwachsenen.

LOWSLEY (58) beobachtete bei Arbeit am Fahrradergometer 15 Minuten nach Beginn der Belastung eine durchschnittliche Steigerung des systolischen Blutdruckes um 33 mm Hg, wobei die grösste Steigerung 65 mm Hg betrug.

MAC CURDY (59) erzielte während maximaler Anstrengungen Steigerungen des systolischen Blutdruckes von durchschnittlich 70 mm Hg. LILJESTRAND und STENSTRÖM (56) konnten bei Untersuchungen auf horizontaler Laufbahn beobachten, dass der Blutdruck um so mehr anstieg, je schwerer die Leistung war. Die Untersuchungen wurden an zwei Versuchspersonen unter gleichzeitiger Beobachtung des Sauerstoffmehrverbrauchs angestellt. Der Blutdruck wurde im Stehen, im Gehen und während der Laufarbeit gemessen, wobei die mittlere Geschwindigkeit 90 bis 260 m/sec betrug. Bei der ersten Versuchsperson steigerte sich der systolische Blutdruck bei einer Erhöhung des Sauerstoffverbrauches auf das 13,5 fache um 40 mm Hg; bei der zweiten Versuchsperson steigerte sich der Blutdruck um 22 mm Hg während der Sauerstoffverbrauch verzehnfacht wurde. Auch der diasto-

liche Blutdruck steigerte sich um so mehr, je grösser die geleistete Arbeit war. Die Erhöhung der diastolischen Werte war allerdings nicht so ausgeprägt wie die Vergrößerung des systolischen Blutdruckwertes. Daraus resultierte eine Vergrößerung der Blutdruckamplitude, die umso deutlicher hervortrat, je mehr das Arbeitstempo gesteigert wurde. Bei einer Versuchsperson steigerte sich die Blutdruckamplitude von 35,8 mm Hg auf 61,6 mm Hg, bei der anderen von 27,4 mm Hg auf 42,7 mm Hg.

In späteren Untersuchungen, die LILJESTRAND und ZANDER (57) über das Verhalten des Minutenvolumens während körperlicher Arbeit anstellten, bedienten sie sich nicht mehr der horizontalen Laufbahn, sondern des KROGH'schen Fahrradergometers. Die 4 männlichen Versuchspersonen arbeiteten mit einer Bremsbelastung von 189 bis 945 mkg/Min. Dabei erhöhte sich der systolische Blutdruck von 140 mm Hg auf 205 mm Hg. Während der diastolische Blutdruck durch eine Steigerung der Arbeitsintensität keine Veränderung erfuhr, vergrößerte sich die Blutdruckamplitude von 45 mm Hg (bei 189 mkg/Min.) auf 110 mm Hg (bei 945 mkg/Min.).

In Übereinstimmung damit fanden FANTUS und STAEHELIN (22) durch Arbeit am Ergostaten ausser Erhöhung des systolischen Druckes auch eine Vergrößerung der Amplitude um 6 mm Hg bis 62 mm Hg. Der diastolische Blutdruck blieb auch bei diesen Untersuchungen meistens auf der Ausgangshöhe. Dabei muss allerdings berücksichtigt werden, dass FANTUS und STAEHELIN ihre Messungen erst 1 bis 2 Minuten nach Aufhören der Arbeit durchführten.

Auch BOCK, VANCAULAERT, DILL, FÖLLING und HURXTHAL (6) fanden bei Untersuchungen an 5 erwachsenen Versuchspersonen eine Erhöhung des systolischen Blutdruckes während körperlicher Belastung und wiesen ausserdem eine Abhängigkeit dieser Blutdruckerhöhung vom Trainingszustand der Versuchsperson nach. Die jeweilige Belastung musste mindestens 20 Minuten lang durchgehalten werden. Dabei zeigte sich, dass der systolische Blutdruck um so weniger anstieg, je besser trainiert die Versuchsperson war. Der diastolische Blutdruckwert stieg teilweise um 5 bis 10 mm Hg an, teilweise fiel er auch ab. Er zeigte ein uneinheitliches Verhalten.

In neuerer Zeit haben sich auch ENGELS und NIESKE (20) mit dem Einfluss des Trainingszustandes auf das Verhalten des arteriellen Druckes während körperlicher Arbeit beschäftigt. Sie untersuchten 20 gesunde Versuchspersonen von unterschiedlichem Alter und Trainingszustand. Die Belastung bestand aus "Beinarbeit von 60 Watt am elektrischen Ergometer in einer besonderen Sitzvorrichtung". Die Arbeit wurde 20 Minuten lang verrichtet, während der Blutdruck im Abstand von einer Minute oszillographisch registriert wurde. Bei allen Versuchspersonen war ein Druckzuwachs während der körperlichen Arbeit zu beobachten, der bei den einzelnen Personen zwischen 10 mm Hg und 50 mm Hg schwankte.

Bei einer Einteilung des Untersuchungsgutes in "hochtrainierte", "mitteltrainierte" und "untrainierte" Versuchspersonen, ergab sich für die erste Gruppe ein systolischer Druckzuwachs von 19,5 mm Hg. Die "Mitteltrainierten" reagierten auf die gleiche Belastung mit einer Erhöhung des systolischen Blutdruckes um 29 mm Hg und die Gruppe der "Untrainierten" mit einem Druckzuwachs von 32,4 mm Hg. Die Signifikanz der gefundenen Unterschiede wurde nicht statistisch überprüft.

Neben diesen Unterschieden der Blutdrucksteigerung in Abhängigkeit vom Trainingszustand konnten die Autoren auch eine Abhängigkeit von der Gewöhnung an die Versuchsbedingungen feststellen. Bei wiederholten Versuchen stieg der systolische Blutdruck nur mehr in einem geringeren Masse an als beim ersten Versuch. Der diastolische Blutdruck stieg während des Arbeitsversuches bei allen Versuchspersonen im Verhältnis zum systolischen Druck nur wenig an.

Im Gegensatz zu diesen Untersuchungen konnte HOLLMANN (39) bei 10 trainierten bzw. 10 untrainierten jungen Erwachsenen bei Arbeit am Fahrradergometer keinen Einfluss des Trainingszustandes auf das Blutdruckverhalten nachweisen. Er liess seine Probanden bei Belastungen von 60, 90, 120 usw. Watt arbeiten und bestimmte jeweils in der 10. Arbeitsminute den Blutdruck. HOLLMANN beobachtete unabhängig vom Trainingszustand ein lineares Ansteigen der systolischen Blutdruckwerte mit der Arbeitsschwere, während der diastolische Blutdruck in Höhe des Ausgangswertes blieb oder abfiel. Bis zu 150 Watt traten zwischen den beiden Gruppen hinsichtlich des Blutdruckverhaltens keine Unterschiede auf, Belastungen von 10 Minuten Dauer waren bei den Untrainierten jenseits von 150 Watt nicht mehr durchführbar, sodass ein Vergleich in diesem Bereich entfällt.

ILJIN-KAKUJEFF (41) untersuchte besonders die Veränderungen des Blutkreislaufs in den ersten Minuten nach Beginn und Ende der körperlichen Arbeit. Die zwei Versuchspersonen von nicht angegebenem Trainingszustand wurden auf einem MARTIN'schen Fahrradergometer mit 6,5 kg bei einer Tretgeschwindigkeit von 70 Umdrehungen pro Minute belastet. Die Leistung betrug 770 mkg pro Minute. Puls und Blutdruck wurden nach KOROTKOFF gemessen und auf einem Sphygmomanometer von USKOFF aufgeschrieben.

Die Beobachtungen des Blutdrucks gleich nach Beginn der Arbeit (15. sec) zeigten, dass der systolische Wert in der ersten Minute unverändert blieb und erst vom Ende der 1. Minute an gleichmässig um 15 - 18 mm Hg pro Minute anstieg. Dieses Ansteigen des systolischen Wertes war bis zu der 4. Arbeitsminute zu beobachten.

Der diastolische Druck sank sofort nach Beginn der Arbeit. In den ersten 30 Se-

kunden fiel er bei einer Versuchsperson von 90 auf 81 mm Hg, in den nächsten 30 Sekunden ging die Abnahme weiter bis auf einen Wert von 75 mm Hg. Von der 2. Arbeitsminute an erhöhte sich der diastolische Blutdruck wieder auf 77 mm Hg und blieb auf diesem Niveau während des ganzen Arbeitsversuches.

Die Blutdruckamplitude wuchs gleich zu Beginn der Arbeit. In den ersten 30 Sekunden stieg sie auf Kosten der Abnahme des diastolischen Blutdruckes um 5 mm Hg, in den nächsten 30 Sekunden wuchs sie stärker, allerdings immer noch im wesentlichen auf Kosten des diastolischen Blutdruckes. Erst von der 2. Minute an begann die Blutdruckamplitude durch Erhöhung des systolischen Druckes zu wachsen. In der 4. - 5. Minute erreichte die Amplitude einen Wert von 105 mm Hg und hatte sich somit um 68 mm Hg gegenüber dem Ausgangswert vergrößert. Ab der 4. Minute änderte sich die Blutdruckamplitude nicht mehr, sie hatte, ebenso wie der systolische und diastolische Blutdruck, ein konstantes Niveau erreicht.

ILJIN - KAKUJEFF beobachtete also im Gegensatz zu den meisten Autoren ein Absinken des diastolischen Blutdruckes während des Arbeitsversuches. Die Signifikanz der Unterschiede wurde statistisch nicht überprüft.

Bei Untersuchungen über das Verhalten des Blutdrucks während körperlicher Arbeit zeigte sich also bei Erwachsenen übereinstimmend eine lineare Erhöhung des systolischen Blutdrucks. Dieser Druckzuwachs stieg mit zunehmender Arbeitsbelastung an und war bei älteren Versuchspersonen deutlicher ausgeprägt als bei jüngeren. Der diastolische Blutdruck zeigte kein so einheitliches Verhalten. Meistens traten keine signifikanten Veränderungen des Ausgangswertes auf. Die Blutdruckamplitude wuchs demnach ebenso wie der systolische Blutdruck mit zunehmender Belastung.

Im Gegensatz zu den zahlreichen Untersuchungen, die über das Blutdruckverhalten Erwachsener vorliegen, sind mir nur 3 Veröffentlichungen über Blutdruckmessungen während der Arbeit von Kindern und Jugendlichen bekannt geworden.

So untersuchten JOPPICH und QUEDNAU (42) 75 Jungen zwischen 8 und 16 Jahren am mechanisch gebremsten JAHN'schen Ergometer. Das Ergometer war auf Tretarbeit eingerichtet, die von den Kindern in halb liegender Stellung geleistet wurde. Genauere Angaben über die am Ergometer eingestellte Bremsbelastung sowie über die Tretgeschwindigkeit wurden von den Autoren nicht gemacht. Es lässt sich zwar aus der Arbeit entnehmen, dass die 16 Jährigen mit einer grösseren Bremsbelastung arbeiteten als die 8 Jährigen, aber eine genaue Angabe der jeweiligen Leistung in Watt oder mkg fehlt.

JOPPICH und QUEDNAU bestimmten während der Tretarbeit den Blutdruck im Abstand von 1 - 2 Minuten nach der auskultatorischen Methode von KOROTKOFF. Dabei fanden die Autoren unmittelbar nach Beginn der Arbeit ein Ansteigen des systolischen Blutdruckes. Bereits in den ersten Minuten wurden Werte gemessen, die 60 mm Hg über dem Wert des Ruheblutdrucks lagen. Dieses Ansteigen des systolischen Blutdrucks in den ersten Arbeitsminuten war bei allen Versuchspersonen zu finden. Bei den meisten Jungen sank der Blutdruck im weiteren Verlauf der Tretarbeit wieder ab. Nur bei schwächlichen Kindern stieg der systolische Blutdruck während der körperlichen Arbeit kontinuierlich weiter an.

Die Autoren schlossen aus diesem unterschiedlichen Verhalten der Blutdruckwerte bei leistungsstarken und leistungsschwachen Jungen, dass die Blutdruckwerte in unmittelbarer Beziehung zur körperlichen Leistungsfähigkeit stehen. War die geforderte Arbeit nämlich für die Versuchsperson anstrengend aber nicht erschöpfend, so sank der systolische Blutdruck nach Erreichen der Anfangserhöhung gegen Schluss der Arbeit etwas ab. War dagegen die Tretarbeit im Verhältnis zur Körperkraft zu anstrengend, so blieb der Blutdruck hoch und stieg bis zur Beendigung der körperlichen Übung immer noch weiter an.

Um diese Befunde genauer zu differenzieren, forderten JOPPICH und QUEDNAU die Kinder nach 20 bis 30 Minuten Tretarbeit zu einem Endspurt auf. Sie beobachteten dabei, dass nur mehr diejenigen Jungen zu einer Erhöhung der Tretgeschwindigkeit fähig waren, deren systolischer Blutdruck während der vorangegangenen Arbeit abgesunken war. blieb der systolische Wert auf der Erhöhung der ersten Arbeitsminuten stehen, so konnten die Kinder die Geschwindigkeit nun nicht mehr steigern und mussten die Arbeit unter Zeichen der Dyspnoe abbrechen. Wurde dagegen die Bremsbelastung während der Tretarbeit vermindert, so sank auch der Blutdruck ab, um bei erneuter Steigerung der Bremsbelastung oder der Tretgeschwindigkeit sofort wieder anzusteigen.

In den letzten Jahren haben sich KIRCHHOFF und Mitarbeiter (46-49) neuerlich mit dem Problem der Blutdruckveränderungen im Kindes- und Jugendalter während körperlicher Arbeit beschäftigt.

Im Rahmen einer Untersuchung über die Entwicklung der körperlichen Leistungsfähigkeit im Kindesalter bestimmten KIRCHHOFF, REINDELL und GIESE (48) die Blutdruckwerte von 107 Jungen im Alter von 12 und 14 Jahren. Die Kinder leisteten dabei in liegender Stellung Tretarbeit an dem Ergostaten nach FLEISCH. Durch das Auflegen von Gewichten auf den Bremsriemen bzw. durch eine Steigerung der Tretgeschwindigkeit liessen sich bei diesem Ergometer Belastungen von 5 bis 540 Watt einstellen. Die Belastungen über 150 Watt waren nur durch eine Verdoppelung bzw. Verdreifachung der ursprünglichen Umdrehungszahl von

30/Minute zu erreichen. Der Blutdruck wurde mit den Infraton-System nach BOUCKE und BRECHT (9) registriert.

KIRCHHOFF, REINDELL und GIESE begannen bei ihren Untersuchungen mit einer Bremsbelastung von 50 Watt (5,1 mkg/sec). Sie liessen ihre Probanden solange mit dieser Anfangsbelastung arbeiten, bis sich der Blutdruck auf ein der Arbeitsgrösse und der Leistungsfähigkeit des Kreislaufs entsprechendes Niveau (= steady-state) eingestellt hatte. Dabei waren die Werte des systolischen Blutdruckes bei Erreichen dieser konstanten Phase relativ unabhängig von der Dauer der Leistung. Erst nach Erreichen dieses Niveaus wurde die Bremsbelastung um 25 Watt erhöht. Konnte auch unter diesen Bedingungen eine konstante Phase erreicht werden, so wurde die Belastung wiederum um 25 Watt erhöht.

Die Autoren konnten bei 66 der insgesamt 107 untersuchten Jungen die Belastung auf diese Weise bis 100 Watt und bei 18 Jungen bis auf 125 Watt steigern. KIRCHHOFF, REINDELL und GIESE beobachteten einen Anstieg des systolischen Blutdruckes mit zunehmender Belastung. Bei einer Steigerung der Tretleistung um 25 Watt erhöhte sich der Blutdruck jeweils um 10 mm Hg. Dabei erfolgte der Blutdruckanstieg bei harmonisch entwickelten Kindern nahezu in gleichmässiger Weise. Bei disproportionierten Kindern wurde bei einer Steigerung der Bremsbelastung eine stärkere Reaktion der Blutdruckwerte, insbesondere eine stärkere Erhöhung des systolischen Druckes gefunden. Der diastolische Blutdruck zeigte während des Arbeitsversuches nur eine geringfügige Erhöhung gegenüber dem Ausgangswert. Diese Erhöhung des diastolischen Blutdruckes war aber nach den Angaben der Autoren umso ausgeprägter je grösser die geforderte Leistung und je geringer die Leistungsfähigkeit der Kinder war.

Das Untersuchungsgut wurde daher von den Autoren in leistungsstarke und leistungsschwache Jungen eingeteilt, wobei für jede dieser beiden Gruppen 6 bzw. 4 Zahlenbeispiele der Blutdruckwerte angeführt wurden. Inwieweit diese 10 Einzelwerte den Durchschnittswerten der 107 Jungen entsprachen, lässt sich aus der Arbeit leider nicht erkennen.

KIRCHHOFF, REINDELL und GIESE fanden bei den 12 bis 14 jährigen leistungsstarken Jungen in den einzelnen Belastungsstufen eine Vergrösserung der Blutdruckamplitude bis zu 60 - 70 mm Hg, während die Gruppe der leistungsschwachen Jungen zu einer solchen Vergrösserung der Amplitude nicht fähig waren, da sie auf verstärkte Belastung nicht nur mit einer Steigerung des systolischen sondern auch des diastolischen Wertes reagierten.

Während KIRCHHOFF, REINDELL und GIESE nur über Blutdruckmessungen bei 12 bis 14 jährigen Jungen berichten, gibt die Arbeit von KIRCHHOFF, REINDELL und HAUSWALDT (49) Auskunft über die Blutdruckverhältnisse während der Entwicklungsjahre.

KIRCHHOFF, REINDELL und HAUSWALDT untersuchten 119 Schüler eines Gymnasiums im Alter von 12 bis 17 Jahren. Die Belastungsproben wurden wieder am Ergostaten nach FLEISCH ausgeführt und die Registrierung der Blutdruckwerte erfolgte ebenfalls mit dem Infraton-System von BOUCKE und BRECHT.

Bei den jüngeren Versuchspersonen wurde mit einer Belastung von 50 Watt begonnen. Hatte der Blutdruck unter diesen Bedingungen eine konstante Phase erreicht, so wurde die Bremsbelastung um 25 Watt gesteigert. Bei den älteren Jugendlichen wurde mit einer Anfangsbelastung von 100 Watt gearbeitet, die dann nach Erreichen einer konstanten Phase des Kreislaufs auf 150, 180, 200 und 220 Watt erhöht wurde.

Von den insgesamt 119 untersuchten Schülern konnten bei 94 Schülern Arbeitsversuche mit einer Belastung von 100 Watt durchgeführt werden. Bei einer Belastung von 150 Watt waren noch 55 Schüler in der Lage einen "steady state" des Blutdrucks zu erreichen, während dies bei einer Steigerung der Bremsbelastung auf 200 Watt nur mehr 12 Jungen möglich war.

KIRCHHOFF, REINDELL und HAUSWALDT teilten die 12 bis 17 jährigen Schüler nach dem Grad ihrer körperlichen Entwicklung in 4 Gruppen ein. Nach dem Vorschlag von SCHMIDT-VOIGT (88) wurden diese Gruppen mit den Buchstaben K, KP, P und PR gekennzeichnet. Dabei wurden die Knaben kindlichen Entwicklungsstandes mit K bezeichnet, die auf der ersten Phase der Pubertät mit KP, auf der Höhe der Pubertät mit P und auf dem Übergang zur vollendeten Reife mit PR.

Die Autoren gaben einen Überblick über die Mittelwerte des systolischen, diastolischen und Pulsdruckes (= Blutdruckamplitude) während körperlicher Arbeit und stellten diesen Werten den Blutdruck während der Ruhebedingungen gegenüber. Gemäss der Einteilung der Schüler nach Reifegraden waren diese Werte auch in 4 Gruppen zusammengefasst.

Bei einem Vergleich der Ruhewerte fiel auf, dass sowohl der systolische wie auch der diastolische Blutdruck im Laufe der Entwicklungsjahre anstieg. Da der systolische Blutdruck mit zunehmendem Alter eine stärkere Erhöhung erfuhr als der diastolische, wiesen die Schüler der Gruppe P und PR im Vergleich zu den jüngeren Schülern eine grössere Blutdruckamplitude auf. Bei den Belastungsversuchen wurden die altersbedingten Unterschiede der Blutdruckwerte noch deutlicher als unter Ruhebedingungen. Während die Jungen der Entwicklungsstufe K auf eine Mehrbelastung von 25 Watt regelmässig mit einer Blutdruckerhöhung um 10 mm Hg reagierten, wurde in der Entwicklungsstufe KP der systolische Blutdruck durch die selbe Belastungsvergrösserung um 12 bis 15 mm Hg erhöht. Bei den Jugendlichen der Gruppe P und PR ergaben die Mittelwertskurven des systolischen Blutdrucks keinen regelmässigen Verlauf. Bei einer Belastung von 200 Watt konnte der systolische Blutdruck bis zu 200 mm Hg ansteigen.

Der diastolische Blutdruck stieg bei Kindern der Entwicklungsstufe K und KP beim Übergang von Ruhe zur ersten Belastungsstufe etwas an (2 - 4 mm Hg). Bei einer weiteren Steigerung der Bremsbelastung stieg der diastolische Blutdruck weiter gering an und zeigte bei einer Belastung von 100 Watt eine Steigerung gegenüber dem Ruhewert von 5 - 10 mm Hg. Bei den Jugendlichen der Reifestufe P und PR zeigte der diastolische Blutdruck bei allen Belastungsstufen einen geringfügigen kontinuierlichen Anstieg. Bei einer Bremsbelastung von 100 Watt war der diastolische Druck nur um 2 - 4 mm Hg gegenüber dem Anfangswert angestiegen, während eine Erhöhung der Belastung auf 200 Watt mit einer Steigerung des diastolischen Blutdrucks auf 7 - 12 mm Hg beantwortet wurde.

Die Erweiterung der Blutdruckamplitude, die sich schon in der Ruhe mit zunehmendem Alter der Versuchspersonen erkennen liess, wurde im Belastungsversuch noch deutlicher. Kinder der Entwicklungsstufe K und KP reagierten auf eine Belastung von 100 - 125 Watt mit einer Erweiterung der Blutdruckamplitude von 46 mm Hg (Ruhewert) auf 70 - 80 mm Hg. Bei Jugendlichen der Gruppe P und PR fanden die Autoren bei der gleichen Belastung eine Erweiterung der Blutdruckamplitude von ähnlichem Ausmasse, während bei einer Steigerung der Belastung auf 200 Watt die Amplitude auf 100 mm Hg anstieg.

KIRCHHOFF (46) fasste die Ergebnisse der Untersuchungen von KIRCHHOFF, REINDELL und GIESE (48) und KIRCHHOFF, REINDELL und HAUSWALDT (49) dahingehend zusammen, dass das Verhalten des Blutdrucks im Arbeitsversuch abhängig von der Leistungsfähigkeit der Versuchsperson sei. Während ältere und leistungsfähigere Jugendliche eine Erhöhung der Belastung mit einer ausgeprägten Steigerung des systolischen Blutdruckes und damit der Blutdruckamplitude beantworten, soll bei den jüngeren und leistungsschwächeren Kindern die Steigerung des systolischen Blutdruckes und die Erweiterung der Blutdruckamplitude weniger ausgeprägt sein.

KIRCHHOFF ist der Meinung, dass das Verhalten des diastolischen Blutdruckes während körperlicher Arbeit ein brauchbares Kriterium zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit darstelle, da der diastolische Blutdruck bei den Jugendlichen der Reifegruppen P und PR nur geringfügig unter Arbeit anstieg, "während der leistungsschwache Kreislauf auf die gleiche Arbeit mit einer stärkeren Erhöhung des diastolischen Blutdruckes" reagierte.

3) Das Verhalten der Pulsfrequenz bei Belastung im Kindes- und Jugendalter

Da man mit Hilfe von Blutdruckmessungen nur Teilkomponenten des Kreislaufs erfassen kann, ist das Verhalten anderer Kreislauf- und Atemgrößen bei Arbeit von besonderer Bedeutung. Hier ist nun seit langem bekannt, dass jede körperliche Arbeit den Sauerstoffverbrauch erhöht, wobei der Anstieg der O_2 -Aufnahme über den Ruhe-Nüchtern-Umsatz (sog. Sauerstoffmehrverbrauch) in linearer Beziehung zur verlangten Leistung steht. Die aufgenommene Sauerstoffmenge kann aber nur mit dem Blut zu den arbeitenden Geweben transportiert werden, was durch eine Vergrößerung des Herzminutenvolumens, bzw. über eine Vergrößerung der arterio-venösen Sauerstoffdifferenz bewerkstelligt werden kann. Damit muss man bei jeder Kreislaufreaktion während körperlicher Arbeit mit den variablen Größen: Pulsfrequenz, Herzschlagvolumen und arterio-venöser Differenz rechnen. Von diesen Größen kann man bis heute nur die Pulsfrequenz bei Arbeit kontinuierlich ohne allzu grossen technischen Aufwand registrieren, sodass die Beurteilungen von Kreislaufveränderungen während körperlicher Arbeit sich meist auf Beobachtungen der Pulsfrequenz beschränken.

Da aber Emanuel HANSEN (33) nachweisen konnte, dass das Herzminutenvolumen bei Arbeit in linearer Abhängigkeit zum Sauerstoffmehrverbrauch steht, kommt dem Verhalten der Pulsfrequenz auch besondere Bedeutung zu, wenn das gleiche Herzminutenvolumen beim weniger trainierten, bzw. jüngeren Menschen mehr über eine Steigerung der Pulsfrequenz als über eine Vergrößerung des Schlagvolumens hervorgerufen wird.

Nach einer kurzen Darlegung der grundlegendsten Untersuchungen über das Verhalten der Pulsfrequenz während körperlicher Arbeit bei Erwachsenen soll darum im folgenden besonders auf Pulsfrequenzveränderungen bei Arbeit von Kindern und Jugendlichen eingegangen werden.

CHRISTENSEN (14) untersuchte in seinem Beitrag zur Physiologie schwerer körperlicher Arbeit 7 Versuchspersonen im Alter von 20 bis 27 Jahren. Die Arbeitsversuche wurden am KROGH'schen Fahrradergometer bei einer Fahrgeschwindigkeit von 64,5 Umdrehungen pro Minute und einer Belastung von 480 - 1680 mkg/Min durchgeführt. Die Pulsfrequenz wurde während der Arbeit durchschnittlich jede Minute an der Art. carotis gezählt. An verschiedenen Versuchstagen wurden die Probanden 20 Minuten lang mit 480, 720, 840, 960, 1200, 1440 und 1680 mkg/Min belastet. Die in der 20. Minute ermittelte Pulsfrequenz stieg im grossen und ganzen linear mit der Arbeitsintensität an, sodass die Pulsfrequenz bei der gleichen Versuchsperson eine nahezu genaue Angabe über die Schwierigkeit der Arbeit machte. Auffällig war dabei, dass die Pulsfrequenz umso steiler anstieg, je weniger trainiert die Versuchspersonen waren.

Im Rahmen einer Bestimmung der maximalen körperlichen Leistungsfähigkeit untersuchte WAHLUND (101) bei 469 männlichen Versuchspersonen zwischen 19 und 66 Jahren die Pulsfrequenz und den Sauerstoffverbrauch während der Arbeit am KROGH'schen Fahrradergometer. WAHLUND ging dabei von der Erfahrung aus, dass das Herzminutenvolumen unter "steady-state" Bedingungen eine direkte lineare Funktion des Sauerstoffverbrauchs darstellt, was für verschiedene Arbeitsintensitäten bewiesen wurde, die einem Sauerstoffverbrauch von 2,5 - 3,0 Liter/Min. entsprachen (KROGH und LINDHARD (53)). Die Untersuchungen wurden in einem unterbrochenen Arbeitsversuch durchgeführt, wobei die Belastungsstufen und die Arbeitszeit so gewählt waren, dass jede Versuchsperson die Möglichkeit hatte "steady-state" Werte des Kreislaufs und des Atmungssystems zu erreichen. Bei einer Tretgeschwindigkeit von annähernd 60 Umdrehungen pro Minute wurde die Anfangsbelastung von 300 mkg/Min. alle 6 1/2 Minuten um 300 mkg/Min. erhöht, bis die Versuchsperson keinen "steady-state" Wert mehr erreichen konnte oder bis die Belastung 1200 mkg/Min. betrug. Die Pulsfrequenz wurde dabei am Anfang der 3., 5. und 7. Minute jeder Belastungsstufe mit Hilfe eines Stethoskops am Brustkorb gezählt. Der Sauerstoffverbrauch wurde nach der DOUGLAS-Sack-Methode von der 4. Minute jeder Belastungsstufe an über jeweils 2 1/2 Minuten registriert.

WAHLUND teilte sein Untersuchungsgut u. a. in Versuchspersonen mit Herz- oder Atembeschwerden, in gesunde wenig trainierte Versuchspersonen und in hochtrainierte ein. Für alle Gruppen konnten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Pulsfrequenzwerten der 6. Minute bei einer Belastungsstufe von 300, 600, 900 oder 1200 mkg/Min. berechnet werden. Auf Grund dieser Untersuchungen konnte WAHLUND die Aussage machen, dass die Pulsfrequenz im allgemeinen eine lineare Funktion der zunehmenden Belastung sei. Nur bei höheren Arbeitsintensitäten (Pulsfrequenz über 170 Schläge/Min.) ist die lineare Beziehung nicht mehr gegeben, da die Pulsfrequenz in diesem Bereich etwas langsamer ansteigt als die Arbeitsbelastung.

Auch WAHLUND stellte insgesamt wieder fest, dass die Pulsfrequenz bei leistungsschwachen Individuen steiler anstieg als bei besonders leistungsfähigen.

BENGTTSSON (4) untersuchte die körperliche Leistungsfähigkeit von gesunden Kindern während submaximaler Belastung (= unter "steady-state" Bedingungen) und verglich diese Ergebnisse mit den bei Erwachsenen ermittelten Werten. Nach dem Vorschlag von WAHLUND arbeitete BENGTTSSON mit einer ununterbrochenen Serie von Belastungen, wobei alle 6 Minuten die Leistung am Fahrradergometer erhöht wurde. Nach einer Angangsbelastung von 0 mkg/Min. wurde in der 6. Minute mit 100 mkg/Min., in der 12. Minute mit 150 und in der 18. Minute mit 300 mkg/Min. gearbeitet. In den meisten Fällen stieg unter dieser Belastung die

Pulsfrequenz in den ersten 6 Minuten auf 125 - 130 Schläge/Min. an. In den nächsten 6 Minuten wurde eine Frequenz von 140 - 150 und in der dritten 6-Minuten-Periode eine Frequenz von 160 - 170/Min. beobachtet.

Die Untersuchungen wurden an einem von BELMAG konstruierten Fahrradergometer vorgenommen, wobei die Tretgeschwindigkeit 45 bzw. 60 Umdrehungen/Min. betrug. Die Pulsfrequenz wurde sowohl mit Hilfe eines Stethoskopes an der Herzspitze wie auch auf elektrokardiographischem Weg registriert.

Von den insgesamt 76 untersuchten gesunden Kindern waren 22 im Alter von 5 - 6 Jahren und 24 im Alter von 7 - 9 Jahren. In der Gruppe der 10 - 12 Jährigen wurden die Arbeitsversuche an 18 Kindern und in der Gruppe der 13 - 14 Jährigen an 13 Kindern durchgeführt. Die Zahl der Mädchen und Knaben war in allen Altersstufen ungefähr gleich gross.

Auch BENGTTSSON stellte eine lineare Beziehung zwischen der Pulsfrequenz und der zunehmenden Belastung fest.

Bei einem Vergleich der Pulswerte der einzelnen Altersgruppen machte sich ein deutlicher altersbedingter Unterschied bemerkbar. Während die 5 - 6 Jährigen schon bei einer Belastung von 150 mkg/Min. eine Pulsfrequenz von 140/Min. aufwiesen, erreichte die Pulsfrequenz der 7 - 9 Jährigen erst bei einer Leistung von 200 mkg/Min. diesen Wert. Die 10 - 12 Jährigen zeigten erst bei einer Belastung von 375 mkg/Min. eine Pulsfrequenz von 140/Min. und die 13 - 14 jährigen Kinder konnten bei gleicher Pulszahl 475 mkg/Min. leisten.

Auch bei einer Einteilung der Versuchspersonen nach dem Körpergewicht konnte eine ähnliche Abhängigkeit der Pulsfrequenzerhöhung vom Stand der körperlichen Entwicklung beobachtet werden.

Bei einem Vergleich der Ergebnisse mit den Untersuchungen von Erwachsenen zeigte BENGTTSSON, dass die 5 - 6 jährigen Kinder bei gleicher Pulszahl nur 20 % von dem leisten konnten, was die Erwachsenen bei einer Arbeit am Fahrradergometer leisteten. Bei den 10 Jährigen erhöhte sich die so gefundene "Leistungsfähigkeit" auf 44 % vom Erwachsenenwert.

KIRCHHOFF, REINDELL und GIESE (48) untersuchten 107 Knaben im Alter von 12 bis 14 Jahren an dem Ergostaten von FLEISCH. Dabei wurde mit einer Anfangsbelastung von 50 Watt (= 5,1 mkg/sec) gearbeitet. Im Gegensatz zu den Untersuchungen von WAHLUND und BENGTTSSON erhöhten KIRCHHOFF und Mitarbeiter die Belastung nicht in einem regelmässigen Minutenabstand (z.B. alle 6 Min.) sondern immer nach Erreichen eines "steady-state"-Wertes der Kreislaufgrössen. Die Belastung des Fahrradergometers wurde also bei jeder Versuchsperson nach einer individuell verschiedenen Zeitspanne von 50 Watt auf 75 Watt und später auf 100 bzw. 125 Watt erhöht.

Dabei fanden die Autoren bei einer Belastung von 50 Watt eine Erhöhung der Ruhepulsfrequenz von 84/Min. auf eine Pulsfrequenz von 119/Min. Durch eine Steigerung der Leistung auf 75 Watt wurde eine Erhöhung der Pulsfrequenz auf 134 und bei 100 Watt auf 142 Schläge/Min. beobachtet. Für eine Belastung von 125 Watt lagen die Mittelwerte der 12 - 14 jährigen Jungen bei 152 Schlägen/Min.

KIRCHHOFF, REINDELL und HAUSWALDT (49) fanden bei ihren Untersuchungen zur Beurteilung der Leistungsbreite im Reifungsalter eine deutliche Abhängigkeit der Pulsfrequenzsteigerung vom Entwicklungsstand. Sie teilten dabei die untersuchten 119 Schüler im Alter von 12 bis 17 Jahren nach dem Vorschlag von SCHMIDT-VOIGT (88) in die Reifegruppen K, KP, P und PR ein.

Während in der Ruhe kein deutlicher Unterschied der Pulsfrequenzwerte in den einzelnen Reifungsstufen zu beobachten war, machten sich bei den Belastungsversuchen am Metabograph von FLEISCH Altersunterschiede bemerkbar. Bei einer Belastung von 50 Watt fanden die Autoren bei den Jungen der Reifegruppe K eine Pulsfrequenz von 122 gegenüber einem Wert von 116 in der Gruppe P und einer Pulsfrequenz von 106 in der Gruppe PR. Auf eine Belastung von 125 Watt reagierten die Kinder der Gruppe KP mit einer Pulsfrequenz von 165, während die Pulsfrequenz der Gruppe P durch diese gleiche Belastung nur auf 155 und die Frequenz der Gruppe PR nur auf 146 Schläge pro Minute erhöht wurde.

Alle bis jetzt dargelegten Untersuchungsverfahren wurden entweder an verschiedenen Versuchstagen ausgeführt oder bauten auf der Erreichung konstanter Kreislaufbedingungen (= steady-state) auf. Dieses Arbeiten im "steady-state" wird dabei als das Zeichen ökonomischer Arbeitsbedingungen angesehen, die es ermöglichen die Arbeit über längere Zeit hinweg durchzuhalten. Der "steady-state" sagt etwas aus über die Reaktionen des Kreislaufs- und des Atmungssystems, die die wichtigsten Faktoren zur Aufrechterhaltung eines Gleichgewichts zwischen Sauerstoffangebot und Sauerstoffverbrauch darstellen.

Der Nachteil dieser Untersuchungen mit stufenweiser Belastungssteigerung unter Berücksichtigung von "steady-state"-Werten liegt darin, dass die bis zur Erreichung des Grenzwertes zu leistende Arbeit immer eine nicht zu vernachlässigende Ermüdung hervorrufen muss. Diese Ermüdung kann sich eventuell in einem Ermüdungsanstieg der Pulsfrequenz auswirken, der sich nach Beendigung der Arbeit als Erhöhung der Ruhepulsfrequenz unter Umständen noch über längere Zeit erhält. Im Gegensatz dazu geht die durch die Umstellung von Ruhe auf Arbeit erfolgte Ruhepulsfrequenzzunahme rasch nach Arbeitsende zurück.

E. A. MÜLLER (66) schlug daher vor, die Untersuchungsmethoden zur Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit von dem Ermüdungsanstieg der Pulsfrequenz

unabhängig zu machen. Er griff dabei in seinen Überlegungen auf die Beobachtung von HANSEN (33) zurück, die eine lineare Beziehung zwischen der Sauerstoffmehraufnahme und dem Herzminutenvolumen aufzeigt. Dieses für eine bestimmte Leistung notwendige Herzminutenvolumen wird von einem leistungsfähigen Organismus mehr über eine Steigerung des Schlagvolumens erreicht, während ein leistungsschwacher Organismus vor allem zur Erhöhung der Pulsfrequenz gezwungen wird. Die Beziehung zwischen der Schlagfrequenz während Arbeit und dem Sauerstoffmehrerverbrauch kann also Auskunft über die Leistungsfähigkeit des Organismus geben.

Nach den Untersuchungen von CHRISTENSEN (14) stellt diese Abhängigkeit der Arbeitspulsfrequenz vom Sauerstoffmehrerverbrauch eine individuelle Konstante dar.

E. A. MÜLLER (66) entwickelte auf Grund dieser Überlegungen ein Verfahren zur Bestimmung dieser individuellen Konstante, die als Mass der körperlichen Leistungsfähigkeit angesehen werden kann. Er fand in seinen Versuchen am Fahrradergometer eine strenge Proportionalität zwischen der Sauerstoffmehraufnahme und der Leistung ($r = 0,99$). Wegen dieser linearen Beziehung hielt er E. A. MÜLLER für gerechtfertigt, die Bestimmung des Sauerstoffmehrerverbrauches zu umgehen und direkt die Beziehung zwischen geleisteter Arbeit und Arbeitspulsfrequenz zu ermitteln. Das Verhältnis zwischen diesen beiden Grossen charakterisiert die körperliche Leistungsfähigkeit ebenso gut wie die Beziehung zwischen Sauerstoffmehraufnahme und Arbeitspulsfrequenz. Während zur Bestimmung der Sauerstoffmehraufnahme komplizierte Respirationsversuche notwendig waren, liess sich die Grösse der geleisteten Arbeit direkt am Fahrradergometer ablesen.

Um die Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit vom Ermüdungsanstieg der Pulsfrequenz unabhängig zu machen, führte E. A. MÜLLER die "korrigierte Arbeitspulsfrequenz" ein.

Er beobachtete bei den am Fahrradergometer untersuchten Leistungen von 6 - 12 mkg/sec nach etwa 3 Minuten einen stetigen Anstieg, nachdem sich die Pulsfrequenz von Ruhe auf Arbeit umgestellt hatte. E. A. MÜLLER berechnete daher den Anstieg der Pulsfrequenz pro Minute und führte diese Bestimmung vom Ende der 3. Minute an bis zum Abschluss des Versuches nach 15 bis 20 Minuten durch. Diesen Wert subtrahierte E. A. MÜLLER "t" mal von der Arbeitspulsfrequenz im Zeitpunkt "t" Minuten nach Beginn des Versuches und erhielt so die "korrigierte Arbeitspulsfrequenz".

Dieser Wert stellt die hypothetische Arbeitspulsfrequenz dar, die unmittelbar nach Beginn der Arbeit erreicht würde, wenn die Umstellung von Ruhepulsfrequenz auf Arbeitspulsfrequenz momentan stattfände. Durch Subtraktion der Ruhepulsfrequenz

von der "korrigierten Arbeitspulsfrequenz" wird erst die Veränderung erkennbar, die die Pulsfrequenz während des Belastungsversuches erlitten hatte. E. A. MÜLLER bezeichnete die Differenz zwischen "korrigierter Arbeitspulsfrequenz" und Ruhepulsfrequenz als "korrigierte Pulsdifferenz" und ermittelte mit ihrer Hilfe die Frequenzsteigerung während der Arbeit unabhängig vom Ermüdungspulsanstieg.

E. A. MÜLLER bestimmte zuerst das Verhältnis zwischen "korrigierter Pulsdifferenz" und geleisteter Arbeit bei verschiedenen konstanten Belastungsstufen. Für die Ermittlung der Beziehung zwischen "korrigierter Pulsdifferenz" und Leistung waren 18 Versuche von je 20 Minuten Dauer erforderlich. Um das Verfahren zu vereinfachen, ermittelte E. A. MÜLLER das Verhältnis zwischen "korrigierter Pulsdifferenz" und geleisteter Arbeit in einem einzigen Untersuchungsgang bei kontinuierlich steigender Belastung.

Hierfür konstruierte E. A. MÜLLER (67) ein Fahrradergometer, bei dem die Belastung bei einer Tretgeschwindigkeit von 60 Umdrehungen /Min. selbständig in jeder Minute um 1 mkg/sec kontinuierlich anstieg. E. A. MÜLLER nannte den auf diese Weise ermittelten Regressionskoeffizienten zwischen der geleisteten Arbeit und der korrigierten Pulsdifferenz "Leistungs-Puls-Index" (= LPI).

Der Leistungs-Puls-Index gibt also an, um wieviel die "korrigierte Arbeitspulsfrequenz" je mkg/sec Leistungszunahme ansteigt.

Während ein hoher Leistungs-Puls-Index für eine geringe Leistungsfähigkeit spricht, d.h. für eine grosse Frequenzsteigerung je mkg/sec Leistungszunahme pro Minute ist ein niedriger Leistungs-Puls-Index das Zeichen eines leistungsfähigen und gut trainierten Kreislaufes. Die Zahlen für den Leistungs-Puls-Index (= LPI) schwanken dabei von rund 2,0 bis 10,0.

Im folgenden geben wir einen Überblick über die in der Literatur bekannten Untersuchungen über das Verhalten der Pulsfrequenz bei kontinuierlich steigender Belastung im Kindes- und Jugendalter, die im Prinzip alle auf dem von E. A. MÜLLER entwickelten Leistungs-Puls-Index aufbauen. Die Untersuchungen wurden am Fahrradergometer durchgeführt. Während der Arbeit wurde fortlaufend die Pulsfrequenz registriert.

HEINEMANN (34) untersuchte 20 Kinder und Jugendliche in dem Alter von 12 bis 16 Jahren an dem von E. A. MÜLLER entwickelten Fahrradergometer, wobei er mit einer Belastung von Null begann und in jeder Minute kontinuierlich um 1 mkg/sec erhöhte. Den so ermittelten Leistungs-Puls-Index verglich HEINEMANN mit dem Alter seiner Versuchspersonen. Es zeigte sich dabei, dass der LPI eine deutliche Beziehung zum Lebensalter und vor allem auch zum Körpergewicht besass. Während die Korrelation zwischen LPI und Alter nur $+0,66 \pm 0,10$ betrug,

bestand zwischen dem LPI und dem Körpergewicht eine Korrelation von $-0,81 \pm 0,07$. Auch zum grössten Oberschenkelumfang zeigte der Leistungs-Puls-Index eine gute Beziehung ($r = -0,78 \pm 0,07$). Die Abhängigkeit des Leistungs-Puls-Indexes vom Lebensalter liess sich aus dem LPI-Wert von 7,0 für die 12 Jährigen und dem Wert von 4,0 bei den 16 Jährigen erkennen.

In ihrer Arbeit über den Einfluss des Lebensalters und des Geschlechts auf den Kreislauf untersuchten NÖCKER und BÖHLAU (71) 152 Personen zwischen 9 und 36 Jahren. Die Autoren bedienten sich eines wirbelstromgebremsten Fahrrades, das im Gegensatz zu dem von E. A. MÜLLER angegebenen Verfahren schon in der 1. Minute mit 2,5 mkg/sec belastet wurde. Im Abstand von einer Minute wurde die Belastung in Anlehnung an die Versuchsanordnung von E. A. MÜLLER um je 1 mkg/sec erhöht. NÖCKER und BÖHLAU berechneten nach der Angabe von E. A. MÜLLER aus dem Verhältnis zwischen Leistung und Arbeitspulsfrequenz den Leistungs-Puls-Index.

Beim männlichen Geschlecht sank der LPI von 8,2 bei den 9 - 11 Jährigen kontinuierlich bis auf 2,9 bei den 30 Jährigen. Das entsprach einer Abnahme des Leistungs-Puls-Indexes auf fast ein Drittel des Wertes. Beim weiblichen Geschlecht sank der LPI von 9,4 bei den 9 - 11 Jährigen auf 5,7 bei den 16 - 17 Jährigen. Die Werte lagen beim weiblichen Geschlecht in allen Altersstufen deutlich über dem LPI des männlichen Geschlechts, was für einen höheren Frequenzanstieg und damit für eine geringere Leistungsfähigkeit sprach.

RUTENFRANZ und HETTINGER (83) bestimmten in ihrer Untersuchung über das Verhalten der Pulsfrequenz bei Kindern und Jugendlichen den Leistungs-Puls-Index genau nach dem von E. A. MÜLLER angegebenen Verfahren. Sie führten ihre Untersuchungen an dem wirbelstromgebremsten Fahrradergometer nach E. A. MÜLLER durch. Die Anfangsbelastung betrug Null und wurde in jeder Minute um 1 mkg/sec erhöht. Die Autoren bestimmten den LPI an 576 Schülern und Soldaten im Alter von 8 bis 25 Jahren und an 376 Mädchen zwischen 9 und 25 Jahren.

Bei einer Analyse der Ergebnisse zeigte es sich, dass zwar die Pulsfrequenz in allen Jahrgängen linear mit der Leistung anstieg, die Steilheit des Pulsanstieges aber in den einzelnen Altersstufen einen deutlichen Unterschied aufwies. Für die Gruppe der 9 jährigen Jungen wurde eine durchschnittliche Frequenzsteigerung von 6,39 Schlägen/Min. bei einer kontinuierlichen Leistungszunahme von 1 mkg/sec gefunden. Die gleichaltrigen Mädchen wiesen sogar einen mittleren Pulsanstieg von 7,44 Schlägen in der Minute auf. Für die 14 jährigen Jungen wurde ein durchschnittlicher Pulsanstieg von 4,02 Schlägen pro Minute ermittelt, während die 19 jährigen mit einem durchschnittlichen Wert von 2,94 eine noch niedrigere Frequenzsteigerung pro 1 mkg/sec Leistungszuwachs zeigten. Es liess sich also mit zunehmendem Alter eine deutliche Abnahme des mittleren Pulsanstieges zeigen.

Bei den Mädchen bestand zwischen der Gruppe der 9 jährigen mit einer durchschnittlichen Frequenzsteigerung von 7,44 Schlägen pro Minute und der Gruppe der 14 jährigen mit einem Pulsanstieg von 5,29 ein deutlicher Unterschied. Während bei den Jungen auch noch zwischen dem 14. und 19. Lebensjahr ein Absinken des mittleren Pulsanstieges zu beobachten war, erreichten die Mädchen schon mit 14 Jahren den gleichen Wert wie die Erwachsenen.

Um das Verhältnis zwischen mittlerem Pulsanstieg und Lebensalter genauer verfolgen zu können berechneten RUTENFRANZ und HETTINGER für jede Altersgruppe den mittleren Regressionskoeffizienten zwischen Leistung und Pulsanstieg, d. h. den Leistungs-Puls-Index.

Der LPI nahm bei den Jungen in Form einer Parabel von 7,4 im 8. Lebensjahr auf 2,85 im 20. Lebensjahr ab und entsprach dann dem Wert der Erwachsenen. Die Mädchen erreichten schon jenseits des 13. Lebensjahres die Erwachsenenwerte. Es zeigte sich, dass die 8 jährigen Jungen und die 9 jährigen Mädchen für den gleichen Leistungsanstieg die 2 bis 3 fache Pulszahl aufwenden mussten wie die erwachsenen Männer.

Bereits ab dem 9. Lebensjahr fanden die Autoren einen signifikanten Unterschied zwischen den LPI-Werten der Jungen und der Mädchen. Mit Eintritt der Pubertät wurden die Geschlechtsunterschiede deutlicher. Während die Leistungsfähigkeit der Frauen ab dem 15. Lebensjahr nicht mehr wesentlich zunahm, sank der Leistungs-Puls-Index bei den Männern bis zum 20. Lebensjahr weiter ab. Der Geschlechtsunterschied wurde damit im zunehmenden Alter deutlicher.

RUTENFRANZ und HETTINGER (83) verglichen die ermittelten LPI-Werte auch mit der Körperoberfläche und konnten dabei eine lineare Beziehung zwischen beiden Grössen feststellen. Dabei ist zu bemerken, dass die Leistungsfähigkeit der Mädchen auch bei gleichgrosser Körperoberfläche geringer war als die der Jungen.

Die Autoren konnten also in Übereinstimmung mit den Arbeiten von HEINEMANN (34) sowie NÖCKER und BÖHLAU (71) in allen Altersgruppen bei zunehmender Belastung ein lineares Ansteigen der Pulsfrequenz feststellen. Dabei zeigte es sich, dass die Steilheit dieses Pulsanstieges von der körperlichen Leistungsfähigkeit der Kinder und Jugendlichen abhängig war. Mit zunehmendem Alter und wachsender Leistungsfähigkeit nahm die Steilheit des Pulsfrequenzanstieges aber mehr und mehr ab, womit sich eine bessere Kreislaufökonomie allmählich einstellte.

II. DIE FRAGE EINER BESTIMMUNG DER KÖRPERLICHEN LEISTUNGSFÄHIGKEIT DURCH BLUTDRUCKMESSUNGEN IN DER LITERATUR

Die Bestimmung der Pulsfrequenz erwies sich in den aufgezeigten Untersuchungen (CHRISTENSEN (14), WAHLUND (101), BENGTSSON (4), KIRCHHOFF (46), RUTENFRANZ und HETTINGER (83)) somit auch für das Kindesalter als wertvolle Hilfe für die Beurteilung von Kreislaufreaktionen bei Belastung. Hierbei ist besonders zu erwähnen, dass der leistungsfähigere Organismus die gleiche Belastungszunahme mit einem geringeren Pulsanstieg beantwortete als der leistungsschwächere. Die Frage, wie sich das Herzschlagvolumen während körperlicher Arbeit im Kindesalter verhält, musste dabei allerdings offen bleiben.

Aus theoretischen Erwägungen heraus (LEHMANN und MICHAELIS (54)) müssten sich aber auf Grund von Bestimmungen des Herzschlagvolumens besonders gut Aussagen über die Leistungsfähigkeit einer Person machen lassen, indem man etwa ermitteln würde, bei welcher Leistung ein bestimmtes Herzminutenvolumen von verschiedenen Personen erreicht wird.

Leider benötigen alle Methoden zur Bestimmung des Herzschlagvolumens, bzw. des Herzminutenvolumens einen grossen apparativen Aufwand und stellen für Kinder sehr eingreifende Verfahren dar. Man hat daher mehrfach versucht, das Herzzeitvolumen für die Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit über Blutdruckmessungen zu ermitteln. Andererseits sind in eine Reihe von Funktionsproben, aus ähnlichen theoretischen Überlegungen heraus, Blutdruckmessungen mit eingebaut worden.

Es soll daher im folgenden zunächst geprüft werden, inwieweit sich die Methoden zur Bestimmung des Herzminutenvolumens im Arbeitsversuch bei Kindern verwenden lassen und ob die mit Hilfe von Blutdruckmessungen entwickelten Indices zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit eine genügend sichere Leistungsdiagnose erlauben.

1) Die Bestimmung des Herzminutenvolumens bei Arbeit unter besonderer Berücksichtigung des Amplitudenfrequenzproduktes

Für die Bestimmung des Herzminutenvolumens kommen im wesentlichen drei Verfahren in Frage:

So ging FICK (24) bei der Berechnung des Herzminutenvolumens von der Überlegung aus, dass die Lunge der einzige Oxydationsort für das Blut sei. Da die Abfuhr des in den Lungen aufgenommenen Sauerstoffs damit nur auf dem Blutweg

erfolgen kann, bestimmte FICK den Sauerstoffgehalt des Blutes kurz vor seinem Einstrom in die Lunge und den Sauerstoffgehalt des arteriellen Blutes, das eben die Lunge verlassen hat. Mit Hilfe dieser arterio-venösen Sauerstoffdifferenz berechnete FICK, nach Bestimmung der Sauerstoffaufnahme in der Lunge, die Blutmenge, die die Lunge in einer Minute passiert hatte, nach folgender Gleichung:

$$\text{Herzminutenvolumen} = \frac{\text{Sauerstoffaufnahme der Lunge/Min.} \times 100}{\text{Sauerstoffgehalt des art. Blutes in Vol.}\% - \text{Sauerstoffgehalt des ven. Blutes in Vol.}\%}$$

Auf Grund dieser Überlegungen gelang es FICK 1870 das Herzminutenvolumen beim Hund zu bestimmen. Er entnahm dabei die arterielle Blutprobe dem linken Vorhof, während er den Sauerstoffgehalt des venösen Blutes aus dem gemischten Blut des rechten Vorhofes oder des rechten Ventrikels berechnete.

Da zur Bestimmung der arterio-venösen Sauerstoffdifferenz Blutentnahmen aus den Ventrikeln durch Punktion oder Herzkatheterismus notwendig sind lässt sich das von FICK angegebene Prinzip zur Berechnung des Herzminutenvolumens nur unter besonderen Umständen beim arbeitenden Erwachsenen, jedoch nicht beim Kind anwenden.

Man kann die Schwierigkeit der Gewinnung von venösem Mischblut, wozu man ja nur das venöse Blut vor seinem Einstrom in die Lunge und nicht etwa Blut aus irgendeiner peripheren oberflächlichen Vene benutzen kann, umgehen, indem man die Bestimmung der arterio-venösen Differenz mit Hilfe eines körperfremden Gases durchführt.

Dazu benutzt man üblicherweise indifferente Gase, die im Blut nur physikalisch absorbiert werden. Kennt man den Absorptionskoeffizienten des Gases im Blute und die Menge, die innerhalb einer Minute vom Blut in der Lunge aufgenommen wird, so kann man hieraus die arterio-venöse Differenz bestimmen. Voraussetzung ist allerdings, dass die Bestimmung innerhalb einer Kreislaufzeit ausgeführt wird, da zu diesem Zeitpunkt die Konzentration des Fremdgases im venösen Mischblut gleich Null ist. Darum braucht zur Ermittlung der arterio-venösen Differenz nur die Konzentration des Fremdgases im arteriellen Blut gemessen werden. Zur Errechnung des Herzminutenvolumens setzt man dann die ermittelte arterio-venöse Differenz in die FICK'sche Gleichung ein.

Dieses Prinzip der Bestimmung des Herzminutenvolumens wurde erstmals 1911 von BORNSTEIN (8) angegeben. Doch wies die von ihm angewandte Methode so erhebliche Fehlerquellen auf, dass ihre Anwendung praktisch nicht in Frage kam.

Erst in der von KROGH und LINDHARD (53) modifizierten Form wurde das BORN-

STEIN'sche Prinzip praktisch anwendbar. Auf der Suche nach einem indifferenten Fremdgas, das im Blute nur physikalisch absorbiert wird, schnell diffundiert und leicht analysierbar ist, fanden KROGH und LINDHARD in dem Stickoxydul ein Gas, das alle Anforderungen weitgehend erfüllt.

Die Bestimmung des Minutenvolumens mit Hilfe der gasanalytischen Methode in der Modifikation nach KROGH und LINDHARD geht im einzelnen so vor sich:

Die Versuchsperson atmet durch ein Mundstück, das mit einem Dreiwegehahn versehen ist. Nach einer tiefen Ausatmung wird der Hahn nach einem Spirometer, das mit Sauerstoff und Stickoxydul gefüllt ist, geöffnet und die Versuchsperson macht drei tiefe Respirationen. Nach der dritten Einatmung folgt eine scharf markierte Ausatmung, der Hahn wird verschlossen und die erste Probe der Lungenluft entnommen. Während die Versuchsperson den Atem anhält, wird der Hahn nach dem Spirometer gedreht. Die Versuchsperson macht jetzt eine zweite tiefe Ausatmung und die zweite Luftprobe wird entnommen. Die eigentliche Versuchszeit liegt zwischen den beiden Probenentnahmen und darf eine Kreislaufzeit (etwa 15 sec) nicht überschreiten.

In der Vorperiode mit den drei Mischrespirationen wird die Lungenluft und die Spirometerluft gemischt, sodass man eine homogene Luftmischung in den Lungen hat, wenn die erste Luftprobe entnommen wird. Ausserdem wird das Lungengewebe in dieser Zeit mit Stickoxydul gesättigt. Vor oder im Anschluss an den eigentlichen Kreislaufversuch wird mit Hilfe des KROGH'schen Apparates der Sauerstoffverbrauch bestimmt.

Da der Absorptionskoeffizient des Stickoxyduls im Blut bekannt ist, lässt sich aus der Stickoxydulkonzentration der Luftproben der Stickoxydulgehalt des Blutes berechnen.

Können die Luftproben innerhalb der ersten Kreislaufzeit nach Einatmung des Stickoxyduls untersucht werden, so ergibt sich daraus auch die arterio-venöse Stickoxyduldiffferenz, da die venöse Stickoxydulkonzentration während der ersten Kreislaufzeit praktisch gleich Null ist. Die arterio-venöse Sauerstoffdiffferenz ergibt sich aus der Beziehung:

$$\frac{\text{art. ven. Stickoxydul-Differenz}}{\text{art. ven. Sauerstoff-Differenz}} = \frac{\text{Stickoxydul-Differenz der 2 Luftproben}}{\text{Sauerstoff-Differenz der 2 Luftproben}}$$

Die so errechnete Sauerstoffdiffferenz wird nach dem Vorschlag von BORNSTEIN (8) in die von FICK (24) angegebene Formel eingesetzt und man erhält so, nachdem auch der Sauerstoffverbrauch pro Minute bekannt ist, das Herzminutenvolumen.

Die gasanalytische Methode in der Modifikation nach KROGH und LINDHARD (53) bewährt sich nicht nur für Ruhebestimmungen, sondern auch für Untersuchungen des Herzminutenvolumens während schwerer körperlicher Arbeit. Da der Respirationsversuch in einer Zeit beendet werden muss, die unter der Dauer einer Kreislaufzeit (etwa 15 sec) liegt, kann aber nur mit Versuchspersonen gearbeitet werden, die mit diesem Verfahren gut vertraut und an der Genauigkeit der Ergebnisse interessiert sind. Eine Anwendung der Fremdgasmethode zur Bestimmung des Minutenvolumens kommt aus diesem Grunde bei Kindern praktisch nicht in Frage.

Im Laufe der Jahre wurden noch mehrere Fremdgasverfahren entwickelt, die alle auf dem von BORNSTEIN angegebenen Prinzip beruhten und sich nur in der Art des eingeatmeten Gases unterschieden.

Neben der Methode von KROGH und LINDHARD konnte sich so vor allem noch das Verfahren von GROLLMANN (30) durchsetzen, bei dem das Herzminutenvolumen mit Hilfe eines Gemisches von Sauerstoff und Acetylen bestimmt wurde. Auch diese Methode kann bei geeigneten Versuchspersonen zur Bestimmung des Minutenvolumens während schwerer körperlicher Arbeit angewandt werden. So führte CHRISTENSEN (15) in einer Modifikation des von GROLLMANN eingeführten Verfahrens Untersuchungen über das Schlagvolumen während der Arbeit am Fahrradergometer durch.

Die gasanalytischen Verfahren haben sich sowohl unter Verwendung des Stickoxyduls als auch des Sauerstoff-Acetylen-Gemisches als theoretisch einwandfrei erwiesen und zeigten eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Bei einem Vergleich der Untersuchungen nach dem Fremdgasverfahren mit den Untersuchungen, die auf dem FICK'schen Prinzip aufbauten, ergab sich eine gute Übereinstimmung.

Alle diese Methoden lassen sich jedoch im Kindesalter wegen ihrer Kompliziertheit für die Versuchsperson nicht anwenden.

Während bei den gasanalytischen Methoden ein körperfremdes Gas dem Blut beigemischt wurde, bedient man sich bei der Indikator-Verdünnungsmethode eines Farbstoffes. Diese Art der Bestimmung des Minutenvolumens wurde erstmals 1897 von STEWART (93) angegeben und später von HAMILTON (32) weiterentwickelt.

Nach dem Vorschlag von STEWART wird ein Farbstoff (meist Evans-Blau) als Indikator rasch in eine Vene injiziert. Auf dem Weg zum Herzen mischt sich der Farbstoff mit dem zusammenströmenden Blut, passiert Herz und Lunge und wird schliesslich auf der arteriellen Seite ausgepumpt. Kennt man das Blutvolumen, auf das sich der Farbstoff verteilt und die Zeit, in der ein Querschnitt des arteriell-

len Systems passiert wird, so ist damit das Herzminutenvolumen bekannt. Diese Grössen können aber aus dem zeitlichen Verlauf der Konzentration des Indikators im arteriellen System während der ersten Farbstoffpassage berechnet werden.

Zur Gewinnung der Zeit-Konzentrations-Kurve des Indikators wird vom Zeitpunkt der Injektion an, im Abstand von einer Sekunde, eine Serie von 20 - 25 Blutproben aus der Art. brachialis entnommen. Durch die Verwendung einer Verweilkannüle nach COURNAND kann die Gewinnung der Blutproben sehr erleichtert werden, sodass die Bestimmung des Minutenvolumens fast schmerzlos durchgeführt werden kann.

Schon die von HAMILTON (32) durchgeführten Vergleichsuntersuchungen ergaben zwischen den Ergebnissen der Farbstoffmethode und der von FICK angegebenen Methode keine nennenswerten Unterschiede bezüglich des Minutenvolumens.

NOWY, KIKODSE und ZÖLLNER (73) bestimmten das Minutenvolumen mit Hilfe der Indikator-Verdünnungsmethode nicht nur in Ruhe sondern auch bei leichter körperlicher Arbeit. Die Belastung bestand in dem abwechselnden Strecken der Beine wodurch jeweils ein Gewicht von 7 kg über eine Rolle gehoben wurde. Die Autoren führten diesen Versuch an 16 Versuchspersonen zwischen 20 und 55 Jahren 10 Minuten lang durch wobei sie das Herzminutenvolumen zuerst in Ruhe und dann in der 10. Minute nach Arbeitsbeginn während der Tretarbeit bestimmten. Da diese Arbeit im Liegen verrichtet wurde, konnte die Venen- bzw. Arterienpunktion unbehindert vorgenommen werden. NOWY, KIKODSE und ZÖLLNER fanden bei ihren Versuchen während leichter körperlicher Arbeit in der 10. Arbeitsminute eine durchschnittliche Zunahme des Herzminutenvolumens von 700 - 1100 ml pro 100 ml Sauerstoffmehrverbrauch.

Während die Indikator-Verdünnungsmethode für die Bestimmung des Herzzeitvolumens bei leichter körperlicher Arbeit im Liegen eine durchaus brauchbare Methode darstellt, kann sie wegen der Notwendigkeit der Arterienpunktion bei schwerer körperlicher Arbeit etwa am Fahrradergometer oder auf der Tretbahn nicht angewandt werden. Besonders im Kindesalter würde der Arbeitsversuch durch die Arterienpunktion stark beeinträchtigt werden. Die Indikator-Verdünnungsmethode kann somit für eine Bestimmung des Herzminutenvolumens während körperlicher Arbeit im Kindesalter auf breiterer Basis nicht angewandt werden.

Alle bis jetzt erwähnten Methoden der Herzzeitvolumenbestimmung sind an komplizierte Versuchsanordnungen gebunden. Darüber hinaus stellen sie grosse Anforderungen an die Versuchsperson, die nicht nur an die Versuchsbedingungen gewöhnt, sondern auch von der Notwendigkeit der Untersuchungen überzeugt sein muss. Eine Bestimmung des Herzminutenvolumens während schwerer körperlicher Arbeit ist sogar nur bei besonders eingeübten Versuchspersonen möglich. Wegen

dieses hohen persönlichen Einsatzes kommt darum eine Bestimmung des Herzzeitvolumens während körperlicher Arbeit mit den bis jetzt angegebenen Methoden im Kindesalter überhaupt nicht in Frage.

Aus diesem Grunde ist es verständlich, dass sich viele Autoren um eine einfachere Methode der Bestimmung des Herzminutenvolumens bemühten.

ERLANGER und HOCKER (21) waren die ersten, die den Gedanken äusserten, das Herzminutenvolumen mit Hilfe einfacher Blutdruckmessungen zu bestimmen.

Sie gingen dabei von folgenden Überlegungen aus:

Durch die Messung des systolischen bzw. des diastolischen Druckes an der Art. brachialis erfasst man die pulsierenden Schwankungen des Blutdruckes um eine Mittellage. Diese Schwankungen sind aber von der Menge des Blutes abhängig, die in jeder Systole vom Herz in den Organismus und damit auch in die Art. brachialis getrieben wird. Der systolische Druck ist also um so stärker gegenüber dem diastolischen gesteigert, je mehr Blut in der Systole vom Herzen ausgeworfen wird. Berechnet man die Differenz zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck (= Blutdruckamplitude) so erhält man ein relatives Mass für die Grösse des Schlagvolumens.

ERLANGER und HOOKER waren sich bewusst, dass die Differenz zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck nicht ausschliesslich vom Schlagvolumen bestimmt wird, sondern dass noch andere Faktoren dabei eine Rolle spielen.

So ist die Blutdruckamplitude von der Geschwindigkeit abhängig, mit der das Blutvolumen in die Arterien gepresst wird. Steigt diese Geschwindigkeit, was durch eine Verkürzung der Austreibungszeit der Systole bewerkstelligt wird, so wächst auch die Differenz zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck, obwohl das Schlagvolumen gleichgeblieben ist. Besonders unangenehm müsste sich dieser Faktor bemerkbar machen, wenn die Pulsfrequenz abnorm gesteigert wird und damit auch die Austreibungszeit sehr verkürzt wird.

ERLANGER und HOOKER stützten sich auf die damals zugänglichen Untersuchungen, die aussagten, dass eine Zunahme der Pulsfrequenz nur eine sehr geringgradige Verkürzung der Austreibungszeit verursache. Die Autoren massen also der Beeinflussung der Blutdruckamplitude durch eine grössere Geschwindigkeit des Blutvolumens keine grosse Bedeutung zu. Dabei ist noch zu berücksichtigen, dass bei verstärktem Blutstrom auch während der Austreibungszeit mehr Blut aus den Arterien abfliesst als während normaler Verhältnisse. Während die Differenz zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck durch eine Verkürzung der Austreibungsperiode erhöht wird, wirkt der gesteigerte Blutabfluss in entgegengesetzter Richtung. Da sich diese beiden Faktoren besonders bei verstärktem Blutstrom be-

merkbar machen, können sie sich teilweise gegenseitig aufheben und so ihren Einfluss auf die Blutdruckamplitude verkleinern.

Will man die Blutdruckamplitude als eine Funktion des Schlagvolumens ansehen, so muss man darüberhinaus der Dehnbarkeit der Arterien eine besondere Aufmerksamkeit zuwenden. Besonders die herznahen elastischen Gefässe können durch ihre Windkesselfunktion die Blutdruckamplitude auch bei gleichbleibendem Schlagvolumen verändern. Je grösser die Dehnbarkeit der Arterienwand ist, desto kleiner ist der Widerstand, den das Gefäss der pulsatorischen Drucksteigerung entgegensetzt. Bei einem elastischen Gefäss ist nur ein geringerer Blutdruck nötig um es für ein bestimmtes Schlagvolumen auszudehnen. Der systolische Blutdruck wird in diesem Falle relativ klein sein und damit natürlich auch die Differenz zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck, d. h. die Blutdruckamplitude. Bei einem steifen Gefäss, das der pulsatorischen Drucksteigerung grösseren Widerstand entgegensetzt, liegen die Verhältnisse umgekehrt und es resultiert daraus eine grössere Blutdruckamplitude.

Auf Grund dieser Überlegungen kamen ERLANGER und HOOKER zu der Schlussfolgerung, dass das Schlagvolumen der Blutdruckamplitude direkt und der Dehnbarkeit der Arterien umgekehrt proportional sei. Für die Berechnung des Herzminutenvolumens ergab sich daraus die Beziehung:

$$\text{Minutenvolumen} = \frac{\text{Blutdruckamplitude}}{\text{Dehnbarkeit der Arterien}} \times \text{Pulsfrequenz}$$

Wie wir später bei der Besprechung der sphygmographischen Methode der Bestimmung des Minutenvolumens noch genauer kennenlernen werden, stösst die Untersuchung der Dehnbarkeit der herznahen Gefässe bzw. ihres Volumelastizitätskoeffizienten auf grössere Schwierigkeiten. Da sich dieser Koeffizient nur über Hilfsgrössen berechnen lässt, erlaubt er auch trotz komplizierter Berechnungen keine genaue Bestimmung der elastischen Qualitäten der Blutgefässe.

ERLANGER und HOOKER zogen es daher vor, auf die Bestimmung der Dehnbarkeit der Arterien zu verzichten und einfach das Produkt aus Blutdruckamplitude mal Pulsfrequenz als relatives Mass für das Minutenvolumen zu benutzen. Dabei gaben sie den Blutdruck in mm Hg und die Pulsfrequenz in Herzschlägen pro Minute an. Bei der Berechnung des Minutenvolumens mit Hilfe des sog. "Amplitudenfrequenzproduktes" muss man sich nur immer darüber klar sein, dass es sich nicht um eine exakte Bestimmung sondern um eine Schätzung handelt. Solange sich die Dehnbarkeit der herznahen Arterien in einem gewissen Normalbereich bewegt, ist die Genauigkeit dieser so einfachen Methode für den klinischen Gebrauch ausreichend und kann wertvolle Auskunft über die Leistungsfähigkeit eines Herzens geben.

Nachdem ERLANGER und HOOKER zum erstenmal die Beziehungen zwischen Blutdruckamplitude und Schlagvolumen klar erkannt und das Herzminutenvolumen mit Hilfe des Amplitudenfrequenzproduktes bestimmt hatten, befassten sich viele Autoren mit dieser Methode. Sie wandelten dabei teilweise die von ERLANGER und HOOKER gefundene Formel:

Minutenvolumen = Blutdruckamplitude mal Frequenz/Min. etwas ab.

So benutzte STRASBURGER (95) die Beziehung der Blutdruckamplitude zum systolischen Druck, um einen Aufschluss über das "Verhältnis der Herzarbeit zu dem Widerstand im arteriellen System zu bekommen".

Während STONE (94) das Verhältnis Blutdruckamplitude zu diastolischem Druck verwandte, dividierte BAZETT (3) die Amplitude durch das Quadrat des systolischen Druckes um ein relatives Mass für das Herzvolumen zu bekommen.

FÜRST und SOETBEER (25) kamen auf Grund experimenteller Untersuchungen über die Dehnbarkeit der menschlichen Aorta zu der Schlussfolgerung, dass die Beziehung zwischen Schlagvolumen und Blutdruckamplitude am besten durch die Formel

$$\text{Schlagvolumen} = \frac{p}{d + \frac{p}{3}}$$

ausgedrückt wird, wobei p die Blutdruckamplitude und d den diastolischen Druck bedeutet.

ZANDER (105) schlug 1921 die Einführung der sog. "reduzierten Amplitude" vor und wollte damit die Fehlerquelle verkleinern, die sich bei der Schlagvolumenbestimmung durch die für jeden Menschen verschiedene Dehnbarkeit des arteriellen Systems ergab. ZANDER ging bei der "Reduzierung" der Blutdruckamplitude von folgenden Gedanken aus:

Will man aus der Blutdruckamplitude das Schlagvolumen schätzen, so muss man den Teil der Amplitude, der nicht von der zugeführten Blutmenge, sondern von der Dehnbarkeit der Arterie abhängt, möglichst eliminieren. ZANDER machte die unterschiedliche Dehnbarkeit der Arterien von zwei Faktoren abhängig:

Die erste Ursache suchte er in dem individuellen Aufbau der Arterienwand und der dadurch bedingten unterschiedlichen Widerstandskraft gegenüber Dehnung. Diese für jeden Menschen individuelle Grösse lässt sich nicht direkt messen. Da sie in den grossen Gefässen, wo die Blutdruckamplitude hauptsächlich gebildet wird, bei ein und derselben Person gleich bleibt, spielt sie nur eine Rolle, wenn wir die Blutdruckamplitude von verschiedenen Personen miteinander vergleichen

wollen. Untersuchen wir ein und dieselbe Person unter verschiedenen Versuchsbedingungen, so können wir diese individuelle Konstante ausser Acht lassen.

Die zweite Ursache, die die Dehnbarkeit der Arterienwand beeinflusst, suchte ZANDER in der Spannung, unter der die Wand steht. FÜRST und SOETBEER (25), die die Dehnbarkeit der Aorta experimentell untersuchten, kamen zu dem Ergebnis, dass der mittlere Blutdruck als ein Mass für diese Wandspannung angesehen werden kann. Unter mittlerem Blutdruck verstanden sie in diesem Fall das arithmetische Mittel aus systolischem und diastolischem Blutdruck. Aus den Untersuchungen von FÜRST und SOETBEER ergab sich weiterhin, dass die Dehnbarkeit der Aorta ungefähr umgekehrt proportional der Wandspannung sei, die nach den obigen Darlegungen mit Hilfe des mittleren Blutdruckes bestimmt wird.

ZANDER eliminierte also den Anteil der Dehnbarkeit der Arterien, der durch die Wandspannung bedingt war, dadurch, dass er die Amplitude nach dem eben vorhandenen mittleren Blutdruck korrigierte. Auf diese Weise erhielt man immer diejenige Blutdruckamplitude, die demselben Schlagvolumen bei normaler Höhe des mittleren Blutdruckes entsprechen würde.

ZANDER verstand ebenso wie FÜRST und SOETBEER unter mittlerem Blutdruck das arithmetische Mittel zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck. ZANDER setzte für einen als normal anzusprechenden Blutdruck einen systolischen Wert von 120 mm Hg und einen diastolischen Wert von 80 mm Hg an. Der normale mittlere Blutdruck betrug also dann

$$\frac{120 + 80}{2} = 100 .$$

Um die Blutdruckamplitude zu reduzieren, d. h. den Anteil der Amplitude, der durch die Wandspannung bedingt war, zu eliminieren, korrigierte ZANDER die Blutdruckamplitude nach dem mittleren Blutdruck. Da der normale mittlere Blutdruck 100 betrug, reduzierte ZANDER die Amplitude einfach so, dass er sie in Prozenten vom tatsächlich gefundenen Mitteldruck angab.

$$\text{Reduzierte Amplitude} = \frac{\text{normale Amplitude} \times 100}{\text{gefundenen Mitteldruck}}$$

Finden wir z. B. einen Blutdruck von 120/80 mm Hg, so beträgt der Mitteldruck 100 und die Amplitude 40 mm Hg. Wollen wir diese Amplitude nach dem Vorschlag von ZANDER reduzieren, d. h. sie in Prozenten vom Mitteldruck angeben, so kommen wir auf einen Wert von 40 mm Hg.

$$\text{Reduzierte Amplitude} = \frac{40 \times 100}{100} = 40 \text{ mm Hg}$$

Haben wir aber einen Blutdruck von 240/160 mm Hg, so beträgt der Mitteldruck 200 und die Amplitude 80 mm Hg. Reduzieren wir jetzt diese Amplitude, so erhalten wir wiederum einen Wert von 40 mm Hg.

$$\text{Reduzierte Amplitude} = \frac{80 \times 100}{200} = 40 \text{ mm Hg}$$

Für die Berechnung des Schlagvolumens ist also eine Blutdruckamplitude von 80 mm Hg bei einem mittleren Blutdruck von 200 mm Hg ebenso viel wert wie eine Amplitude von 40 mm Hg bei einem Mittelwert von 100 mm Hg.

Wenn ZANDER seine reduzierte Blutdruckamplitude in die von ERLANGER und HOOKER angegebene Formel einsetzte, so ergab sich für das Herzminutenvolumen die Beziehung:

$$\text{Minutenvolumen} = \frac{\text{Amplitude} \times 100}{\text{Mitteldruck}} \text{ mal Pulsfrequenz}$$

ZANDER nannte den so gefundenen Ausdruck "reduziertes Amplitudenfrequenzprodukt".

Nachdem ZANDER die Reduktion der Blutdruckamplitude auf Grund theoretischer Überlegungen vorgeschlagen hatte, überprüfte er zusammen mit LILJESTRAND (57) inwieweit das "reduzierte Amplitudenfrequenzprodukt" als Mass für das Minutenvolumen angesprochen werden kann. Dabei war es vor allem von Bedeutung, ob das Minutenvolumen mit Hilfe des "reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes" wirklich genauer bestimmt werden könne als mit dem "einfachen Amplitudenfrequenzprodukt".

Um diese Frage entscheiden zu können, untersuchten LILJESTRAND und ZANDER (57) 4 Versuchspersonen, wobei sie das Minutenvolumen nicht nur mit Hilfe der einfachen Blutdruckmessungen berechneten, sondern jeweils eine genaue Minutenvolumenbestimmung nach der Stickoxydulmethode von KROGH und LINDHARD (53) durchführten.

LILJESTRAND und ZANDER beschränkten ihre Untersuchungen bewusst auf eine kleine Gruppe, da sie die Ungenauigkeiten, die sich aus dem individuellen Aufbau der Gefässwände ergaben, möglichst umgehen wollten. Um die Frage zu klären, inwieweit die reduzierte Amplitude als relatives Mass des Schlagvolumens angesehen werden kann, eignen sich besser die Ergebnisse ein und derselben Person unter verschiedenen Versuchsbedingungen.

LILJESTRAND und ZANDER bestimmten das Minutenvolumen nicht nur unter Ruhebedingungen sondern auch bei verstärktem Blutstrom. Die Verstärkung des Blutstroms und damit des Minutenvolumens erzielten sie durch Nahrungsaufnahme, durch Muskelarbeit auf dem Fahrradergometer und durch subcutane Injektion von Adrenalin.

Die unter diesen Bedingungen gefundenen Blutdruckwerte setzten LILJESTRAND und ZANDER in die Formel nach ERLANGER und HOOKER (= einfaches Amplitudenfrequenzprodukt) und in die Formel nach ZANDER (= reduziertes Amplitudenfrequenzprodukt) ein. Die auf diesem Wege errechneten Minutenvolumenswerte verglichen sie dann mit den unter gleichen Bedingungen gewonnenen gasanalytischen Minutenvolumenswerten. Die Autoren berechneten jeweils die Relation zwischen dem gasanalytisch gefundenen Wert und dem "einfachen" bzw. dem "reduzierten Amplitudenfrequenzprodukt". Wenn eine annähernde Übereinstimmung zwischen dem direkt ermittelten Minutenvolumenswert und einem der beiden Amplitudenfrequenzprodukten vorhanden ist, so muss die betreffende Relation auch bei verstärktem Blutstrom konstant bleiben.

Bei allen vier Versuchspersonen fand sich zwischen dem gasanalytisch bestimmten Wert und dem reduzierten Amplitudenfrequenzprodukt eine bessere Relation als zwischen dem direkt ermittelten Minutenvolumen und dem einfachen Amplitudenfrequenzprodukt. Während die Belastung am Fahrradergometer von rund 3 mkg/sec auf 16 mkg/sec anstieg, blieb die Relation zwischen dem Minutenvolumen und dem reduzierten Amplitudenfrequenzprodukt annähernd gleich (bei Versuchsperson 1 : Dispersion der Relation = 13 %), während die Relation zwischen dem Minutenvolumen bei Arbeit und dem einfachen Amplitudenfrequenzprodukt grössere Schwankungen aufwies (bei Versuchsperson 1 : Dispersion der Relation = 25 %).

LILJESTRAND und ZANDER konnten also an Hand ihrer Arbeitsversuche zeigen, dass durch die Einführung der reduzierten Amplitude, d.h. durch Korrektur der Blutdruckamplitude nach dem jeweiligen arithmetischen Mitteldruck wirklich eine Fehlerquelle ausgeschaltet wurde. Leider konnte dadurch nur die Wirkung, die die Wandspannung auf die Blutdruckamplitude hat, eliminiert werden, während z.B. der Einfluss der Windkesselfunktion der grossen Gefässe auf das Verhalten der Amplitude nicht ausgeschaltet werden konnte.

Die Bestimmung des Minutenvolumens mit Hilfe des Amplitudenfrequenzproduktes ist also nach wie vor mit grossen Fehlerquellen behaftet und nur in Sonderfällen möglich. Bleibt die Dehnbarkeit der grossen, herznahen Gefässe innerhalb der Streubreite der Norm, so kann die Anwendung des Amplitudenfrequenzproduktes gerechtfertigt sein, wenn man auch besser von einer Schätzung als einer Bestimmung des Minutenvolumens sprechen sollte.

Um aus der Grösse der Blutdruckamplitude genauere Schlüsse auf das Verhalten des Schlagvolumens ziehen zu können, waren BROEMSER und RANKE (10) sowie WEZLER und BÖGER (102) unabhängig voneinander bemüht, durch Messung zusätzlicher Werte eine grössere Genauigkeit der Ergebnisse zu erzielen. Beide Autorengruppen waren sich darüber im klaren, dass hauptsächlich die Grösse und Dehnbarkeit des Windkessels einer Korrektur bedürfe.

Schon ERLANGER und HOOKER hatten erkannt, dass die grossen, herznahen Gefässe durch die Windkesselwirkung einen Einfluss auf die Blutdruckamplitude ausübten, der von der ausgeworfenen Blutmenge unabhängig war, und so die Beziehung zwischen Schlagvolumen und Blutdruckamplitude verfälschte.

WEZLER und BÖGER sowie BROEMSER und RANKE machten es sich in der Entwicklung der sog. sphymographischen oder physikalischen Methode der Minutenvolumenbestimmung zur Aufgabe, die Grösse und elastischen Eigenschaften des Windkessels genauer untersuchen und so eventuell die wichtigste Fehlerquelle in der Berechnung des Minutenvolumens aus der Blutdruckamplitude zu eliminieren.

Die Autoren stützten sich in ihren theoretischen Überlegungen auf das Bild vom Windkessel einer Feuerspritze. WEZLER und BÖGER sowie BROEMSER und RANKE entwickelten ihre Formeln zur Berechnung des Minutenvolumens auf Grund folgenden Gedankengangs:

Die vom Herzen ausgeworfene Blutmenge fliesst zu einem Teil während der Systole ab, ein zweiter Teil wird im Windkessel unter Druck gespeichert und fliesst erst während der Diastole ab. Die schon während der Austreibungszeit abfliessende Blutmenge wird als Durchflussvolumen bezeichnet, während die im Windkessel gespeicherte Blutmenge als sog. Speichervolumen angesehen wird. Daraus ergibt sich für die Berechnung des Schlagvolumens die Beziehung: Schlagvolumen = Durchflussvolumen + Speichervolumen. Das Speichervolumen lässt sich aus der Druckzunahme im Windkessel berechnen, wenn die Grösse des Windkessels und der quantitative Zusammenhang zwischen gespeicherter Blutmenge und Druckerhöhung bekannt ist. Dieser Zusammenhang ist vom elastischen Verhalten der Gefässe abhängig, das durch den Volumelastizitätskoeffizienten E charakterisiert wird. Die Volumelastizität, die auch als elastischer Widerstand E bezeichnet wird, kann folgendermassen definiert werden:

Der Volumelastizitätskoeffizient gibt den Druckzuwachs im Windkessel an, der durch das Hereinpressen von 1 ccm Flüssigkeit bewirkt wird. Oder mit anderen Worten: Die Volumelastizität ist der Druckzuwachs im arteriellen Gefässystem pro ccm Blut. Der Volumelastizitätskoeffizient E ist also eine Grösse, die die elastischen Eigenschaften des Windkessels kennzeichnet.

Bis zu diesem Punkt stürzten sich WEZLER und BÖGER sowie BROEMSER und RANKE in ihrer Berechnung des Schlagvolumens auf die gleichen theoretischen Grundlagen. Für die Berechnung der Windkessellänge, die für die Bestimmung des Volumelastizitätskoeffizienten erforderlich war, schlugen WEZLER und BÖGER andere Wege ein als BROEMSER und RANKE.

WEZLER und BÖGER gingen von der Vorstellung eines Windkessels bestimmter konstanter Länge aus und berechneten seine Länge aus einer Eigenschwingung der Arterien, die in der Formel für die Schlagvolumenbestimmung als sog. "Grundswingungsdauer" mit $T_{fem.}$ bezeichnet wurde. Diese Grundswingungsdauer des arteriellen Systems wurde aus der Zeitstrecke zwischen erstem und zweitem Hauptgipfel der Pulscurve der Art. femoralis bemessen. WEZLER und BÖGER nahmen an, dass während der kürzeren Systole infolge des höheren Druckes die gleiche Blutmenge aus dem Windkessel abfließt wie während der längeren Diastole. Sie setzten daher das Speichervolumen dem Durchflussvolumen gleich. Von diesen Voraussetzungen ausgehend kamen sie für das Schlagvolumen zu der Formel:

$$V_s = \frac{Q \cdot \Delta p \cdot T_{fem.}}{2 \cdot \eta \cdot c}$$

In dieser Formel bedeutet; Q den Aortenquerschnitt, der einer Tabelle entnommen wird, die auf mehreren Tausend Messungen an Leichenaorten beruht. Der Aortenquerschnitt nimmt mit der Körpergrösse zu und zeigt eine deutliche Altersabhängigkeit (SUTER (97)).

Unter Δp verstehen WEZLER und BÖGER die Blutdruckamplitude, d.h. die Differenz zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck. Der Buchstabe η kennzeichnet die Viskosität des Blutes. Da sich die Viskosität bei den einzelnen Personen nur in sehr geringem Mass unterscheidet, wird sie als Konstante angesehen und geht mit der Zahl 1,06 in die Formel ein.

Die Pulswellengeschwindigkeit c lässt sich aus der zeitlichen Differenz zwischen der Ankunft der Pulswelle an zwei Arterien ermitteln, die möglichst verschieden weit vom Herzen entfernt sind.

Während WEZLER und BÖGER von der Vorstellung eines Windkessels mit konstanter Länge ausgingen, nahmen BROEMSER und RANKE an, dass die wirksame Windkessellänge in der Systole zunimmt und zwar um so mehr, je länger die Systole dauert. Sie berechneten daher die Länge des Windkessels aus der Systolendauer $\times$ Pulswellengeschwindigkeit. BROEMSER und RANKE kamen zu der Schlussfolgerung, dass der Abfluss am Ende des Windkessels in jedem Augenblick konstant ist und dass sich das Durchflussvolumen zu dem Speichervolumen ver-

hält wie die Systolendauer zur Dauer der Diastole. In logischer Weiterentwicklung dieser Überlegung kamen sie dann zu ihrer Formel für das Schlagvolumen:

$$V_s = \frac{Q \cdot \Delta p \cdot T_{\text{syst.}} \cdot T_{\text{puls}}}{T_{\text{diast.}} \cdot \rho \cdot c}$$

Dabei lassen sich die Werte für die Durchschnittsdauer einer Pulsperiode = T_{puls} und für die Systolendauer (= $T_{\text{syst.}}$) aus der Pulscurve der Arteria carotis und der Arteria femoralis ableiten. Die Diastolendauer (= $T_{\text{diast.}}$) ergibt sich aus der Differenz zwischen T_{puls} und $T_{\text{syst.}}$.

Sowohl WEZLER und BÖGER als auch BROEMSER und RANKE waren sich darüber im klaren, dass ihre Annahmen über den Windkessel den tatsächlichen Verhältnissen des menschlichen Kreislaufs nicht ganz gerecht werden, sondern Vereinfachungen darstellen, die für die Berechnung des Speicher- bzw. Durchflussvolumens unumgänglich waren. Während WEZLER und BÖGER einen Windkessel von konstanter Länge annahmen und diese Länge aus der Grundschiwingung der Arterien berechneten, hatten BROEMSER und RANKE die Vorstellung einer mit Systolendauer anwachsenden Windkessellänge.

Da die Grundschiwingung der Arterien vom Blutdruck, vom Zustand des Gefäßsystems und von der nervösen Gesamteinstellung der Versuchsperson abhängig ist, kann diese Grundschiwingung bei ein und derselben Person Schwankungen unterliegen sein. Bei vagoton eingestellten, jüngeren Personen lässt sie sich aus den Pulscurven leicht ausmessen. Bei Sympathikotonikern mit höherer Pulsfrequenz kommt sie auf den Kurven meist gar nicht zur Darstellung. Aus diesem Grund wird jetzt meist die Formel nach BROEMSER und RANKE bevorzugt.

Durch Messung zusätzlicher Werte wie Aortenquerschnitt, Dauer der Systole und Diastole, Pulswellengeschwindigkeit, Blutviskosität usw. konnten BROEMSER und RANKE (10) sowie WEZLER und BÖGER (102) also Formeln entwickeln, die es gestatten, das Herzminutenvolumen mit genügender Genauigkeit in Ruhe zu bestimmen. Die sphymographische Methode der Minutenvolumenbestimmung bedarf zwar eines gewissen technischen Aufwandes, hat aber den Vorzug, dass sie ohne allzu grosse Belästigung der Versuchsperson vorgenommen werden kann. Bei der grossen Schmerzempfindlichkeit der Kinder wird allerdings auch schon das Aufsetzen der Registrierkapseln auf die Art. femoralis als unangenehm empfunden.

Während die Anwendung dieser Methode bei leichter Arbeit auf keine Schwierigkeiten stösst, kann sie während schwerer körperlicher Arbeit z.B. auf dem Fahrradergometer nur angewandt werden, wenn ein Fuss zur Registrierung der Pulscurve ruhiggestellt wird.

MATTHES (64) konnte bei Untersuchungen am Fahrradergometer ein gutes Übereinstimmen des Minutenvolumens nach der gasanalytischen Methode von GROLLMANN (30) und nach der von BROEMSER und RANKE (10) entwickelten Formel feststellen. Die Versuchspersonen leisteten bei dieser Untersuchung die Treitarbeit mit einem Bein.

Da jüngere Kinder nur schwer dazu in der Lage sind, auf dem Fahrradergometer mit einem ruhig gestellten Bein zu arbeiten, wird die Anwendungsmöglichkeit der sphymographischen Methode zur Bestimmung des Herzminutenvolumens bei körperlicher Arbeit im Kindesalter erheblich eingeschränkt.

Bei einem Überblick über die beschriebenen Möglichkeiten der Herzzeitvolumenbestimmung zeigt es sich, dass alle Verfahren mit einer zu grossen Belästigung oder einer zu grossen Anforderung an die Versuchsperson einhergehen um bei der Untersuchung von Kindern angewandt werden zu können.

Eine Entnahme von Blutproben aus dem Ventrikel, wie sie für die FICK'sche Methode notwendig ist, mag aus diagnostischen Gründen oft gerechtfertigt sein, aber für rein wissenschaftliche Untersuchungen stellt sie heute doch noch einen zu grossen Eingriff dar.

Bei einer Bestimmung des Minutenvolumens nach dem BORNSTEIN'schen Prinzip ist man auf eine solche Übung und ein solches Mitgehen der Versuchsperson angewiesen, dass auch diese Art der Schlagvolumenbestimmung bei Kindern nicht in Frage kommt.

Das von ERLANGER und HOOKER angegebene Verfahren hat den grossen Vorteil, dass es einfach in der Durchführung und Anwendung ist und ohne jegliche Belästigung der Versuchsperson einhergeht. Diese Methode gibt zwar nur einen ungefähren Überblick über das Minutenvolumen und stellt keine genaue Bestimmung der Grösse dar, aber sie kann sowohl im Kindesalter als auch bei körperlicher Arbeit ohne Behinderung durchgeführt werden.

2) Funktionsproben zur Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit mit Hilfe von Blutdruckmessungen

Das Verhalten des Blutdruckes ist in den letzten Jahrzehnten verschiedentlich zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit herangezogen worden. Allerdings wurden diese Blutdruckmessungen zumeist nicht isoliert gewertet, sondern in komplexe Indices unter Berücksichtigung der Pulsfrequenz oder EKG-Veränderungen mit einbezogen. Diese Indices lassen sich im wesentlichen danach unterteilen, ob ausschliesslich Blutdruck-Ruhewerte verwendet werden, oder ob das Ver-

halten des Blutdruckes während bzw. nach einer körperlichen Arbeit Berücksichtigung findet. Je nach dem, ob es sich bei den verlangten Leistungen um im physikalischen Sinn definierte Belastungen handelt oder ob der Arbeitsversuch nur in Kniebeugen, Laufen u. ä. bestand, kann man darüber hinaus die Funktionsprüfungen noch in solche mit definierten und undefinierten Belastungen unterteilen. Insgesamt liegen aber bei Kindern nur relativ wenige Bestimmungen der körperlichen Leistungsfähigkeit mit Hilfe von Blutdruckmessungen vor.

So untersuchten BROUHA und HEATH (11) in Anlehnung an Untersuchungen von SCHNEIDER und TRUESDALL (91) bei Erwachsenen inwieweit man allein aus Blutdruck-Ruhewerten auf die körperliche Leistungsfähigkeit eines Organismus schliessen kann. Zu diesem Zweck verglichen sie bei 129 Schülern sowie 18 guttrainierten Sportlern die Ruhewerte des Blutdrucks mit ihrer körperlichen Leistungsfähigkeit, wie sie sie auf Grund von Arbeitsversuchen ermittelt hatten. Die Bestimmungen der körperlichen Leistungsfähigkeit erfolgten mit Hilfe des sog. "physical fitness-index", der im wesentlichen auf dem Verhalten der Pulsfrequenz in der Erholungsphase nach Beendigung einer Arbeit auf der Tretbahn beruht. Auf Grund der Beurteilung durch diesen Index teilten die Autoren ihr Untersuchungsgut in 4 Leistungsgruppen ein.

Bei jeder Versuchsperson wurde dann der Blutdruck sowohl im Liegen unter Grundumsatzbedingungen, als auch im Sitzen bestimmt. Bei einem Vergleich der Ruhewerte des im Liegen bzw. Sitzen gewonnenen Blutdruckes in den einzelnen Leistungsgruppen zeigte sich, dass der systolische Blutdruck in allen Leistungsgruppen gleichmässig zwischen 100 und 140 mm Hg streute. Auch ein Vergleich des mittleren Ruhepulses der Leistungsschwachen und der hochtrainierten Sportsleute ergab keinen signifikanten Unterschied. Damit dürfte erwiesen sein, dass sich der Blutdruck unter Grundumsatzbedingungen und auch im Sitzen nicht als Mass der körperlichen Leistungsfähigkeit verwenden lässt.

Auch in dem von SCHNEIDER (89) angegebenen Index benutzte man Ruhewerte des Blutdruckes. In diesem Index wurden Puls und Blutdruck im Liegen und Stehen, sowie die Pulsfrequenz nach Belastung gemessen und diese Veränderungen nach einem bestimmten Schlüssel in Punkten bewertet. Den Blutdruckveränderungen kommt darin nur eine geringe Bedeutung zu, da der mögliche Punktzuwachs durch die Blutdruckwerte nur relativ gering ist. Als grosse Fehlerquelle ist daher zu berücksichtigen, dass die Blutdruckveränderungen zwischen liegender und sitzender Stellung üblicherweise nicht mit der optimalen Manschettenbreite bestimmt werden.

Ausserdem zeigte eine Prüfung des SCHNEIDER-Indexes auf Grund parallel durchgeführter Untersuchungen mit Hilfe anderer klinischer Methoden, wie sie von

FEIL, PETTI und PARK (23) durchgeführt wurden, dass der Informationswert des Index über die Herz-Kreislauf-Reserve bei Patienten mit bekannten Erkrankungen des Herzens bzw. Kreislaufes nur sehr gering ist. Ebenso konnten TAYLOR und BROWN (98) sowie DILL (18) nachweisen, dass der SCHNEIDER-Index nur für einen Vergleich ausgesuchter Leistungsgruppen geeignet ist, bei der Beurteilung der individuellen körperlichen Leistungsfähigkeit aber versagt.

Von TURNER (99) wurde 1928 der Vorschlag gemacht, das Verhalten von Pulsfrequenz und Blutdruck im Stehen zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit heranzuziehen. Nach einer längeren Ruhezeit im Liegen, die bis zum Erreichen konstanter Puls- und Blutdruckwerte eingehalten wurde, liess er die Versuchspersonen 15 Minuten lang ruhig stehen. Während dieser Zeit führte er eine ununterbrochene Kontrolle der Pulsfrequenz und des Blutdruckes durch und beobachtete beide Funktionen im Anschluss an den Stehversuch noch weitere 8 Minuten bei Ruhe im Liegen. Nach dem Verhalten von Blutdruck und Puls unterschied TURNER 2 Leistungsgruppen. Beobachtete er während des Stehversuches nur ein leichtes Ansteigen des systolischen Blutdruckes, ein geringfügiges Ansteigen des diastolischen Wertes und eine Pulsfrequenzsteigerung von nicht mehr als 10 Schlägen pro Minute, so schloss er daraus auf ein harmonisches Kreislaufverhalten. Ein Abfallen des systolischen Blutdruckes, ein starkes Ansteigen des diastolischen Wertes und eine Pulsfrequenzerhöhung von mehr als 10 Schlägen pro Minute soll dagegen für eine unausgeglichene Kreislaufregulation sprechen und meist mit einem Kollaps bzw. einer Nausea während des Stehversuches verbunden sein. TURNER hält also eine geringfügige Verkleinerung der Blutdruckamplitude während des Stehversuches als normal, während eine starke Einengung der Amplitude als Zeichen einer Kreislaufregulationsstörung gedeutet werden muss.

Mit Hilfe dieses TURNER-Testes haben SCHNEIDER und CRAMPTON (90) versucht, die körperliche Leistungsfähigkeit von 5 Jungen im Alter zwischen 9 und 13 Jahren zu beurteilen. Dabei zeigte es sich, dass alle Kinder ausserstande waren, 15 Minuten lang still zu stehen. Nach einigen Minuten eines "steady-state" von Pulsfrequenz und Blutdruck erfolgte ein Anstieg der Pulsfrequenz, ein Anstieg des diastolischen und ein Abfall des systolischen Blutdruckes, was bei allen Kindern mit einem Schwereausbruch gekoppelt war, so dass der Stehversuch wegen der Gefahr des Kreislaufkollapses abgebrochen werden musste.

Der von SCHELLONG (85) in die Herz-Kreislauf-Diagnostik eingeführte Test zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit baut in seinem ersten Teil auf dem gleichen Prinzip wie der TURNER-Test auf. Nach einer Ruhezeit im Liegen von 3 - 5 Minuten Dauer lässt man die Versuchsperson bekanntlich 5 - 8 Minuten lang in bequemer Haltung neben dem Ruhebett stehen, wobei beide Beine gleichmässig belastet werden sollen. Während des Liegens und sofort nach dem Stehen misst

man Blutdruck und Pulsfrequenz im Minutenabstand. Das Verhalten des Blutdruckes und der Pulsfrequenz bei aufrechter Stellung dient dabei als Zeichen für die "Regulation in der Peripherie und durch das Nervensystem", kann aber keinen Anhaltspunkt für Herzerkrankungen geben.

Nach Untersuchungen von SCHELLONG und HEINEMEIER (86) an Erwachsenen änderte sich der systolische Blutdruck während des Stehens gegenüber dem Wert im Liegen im Mittel nicht und fiel höchstens bis 15 mm Hg ab; der diastolische Blutdruck blieb ebenfalls im Mittel gleich oder stieg nur um wenige mm Hg an. Die Pulsfrequenz nahm beim Übergang von liegender zu stehender Stellung im Mittel um 17 Schläge zu. SCHELLONG und LÜDERITZ (87) sind allerdings der Meinung, dass man dieses Verhalten der Pulsfrequenz nicht als Ausdruck einer Regulationsbestrebung rechnen könne.

Als pathologische Abweichungen der Kreislaufregulation im Stehversuch unterschieden SCHELLONG und HEINEMEIER eine hypotone und hypodynamische Form. Die hypotone Form entspricht dabei weitgehend dem Kreislaufverhalten beim Spannungskollaps im Sinne von DUESBERG und SCHROEDER (19):

Der systolische Druck fällt deutlich ab (15 mm Hg), der diastolische Druck steigt an (5 mm Hg) und die Pulsfrequenz nimmt wesentlich zu (20 Schläge/Min.). Bei der hypodynamen Form sinken systolischer und diastolischer Druck stark ab, während die Pulsfrequenz nur geringfügig ansteigt.

Die hypodynamie Regulationsstörung beruht auf dem Fehlen des nervösen Regulationsmechanismus (z. B. bei Hypophysärer Kachexie, bei Morbus Addison), die hypotone Form jedoch beruht darauf, dass das Blut in periphere Gefäßbezirke wegen der abnormen Weitstellung trotz an sich guter Regulationsimpulse versackt.

Obschon der Stehversuch nach SCHELLONG auch in der kinderärztlichen Praxis oft angewandt wird, liegen bis heute keine an einem ausreichenden Untersuchungs- gut gewonnenen Normwerte für die einzelnen kindlichen Altersstufen vor.

So haben KIRCHHOFF und EICHLER (47) an 80 Kindern beiderlei Geschlechts und gleichen Reifungsstandes eine sogenannte "normale kindliche Kreislaufregulation" beim Stehversuch gegenüber Abweichungen der Kreislaufregulation abzugrenzen versucht. Danach soll es im Normalfall beim Übergang vom Liegen zum Stehen nur zu geringfügigen Änderungen der Pulsfrequenz und der Blutdruckwerte kommen: Der systolische Blutdruck fällt mit 10 - 15 mm Hg etwas ab, der diastolische Druck nimmt zu, die Pulsfrequenz steigt um 10 - 20 % des Ausgangswertes an.

Als orthostatische Labilität bezeichneten KIRCHHOFF und EICHLER eine Einengung der Blutdruckamplitude bis auf 15 - 20 mm Hg und einen Anstieg der Pulsfrequenz um 30 bis 40 Schläge. Von einer Kreislaufregulations-

störung sprachen KIRCHHOFF und EICHLER erst, wenn es beim Stehversuch zum Kreislaufversagen kam oder die Blutdruckamplitude durch stärkeres Absinken des systolischen und Ansteigen des diastolischen Druckes auf 15 mm Hg und darunter eingeengt wurde.

Um das Verhalten der Kreislaufregulation in den verschiedenen Entwicklungsstufen näher zu analysieren, untersuchte KIRCHHOFF (46) bei jeweils 40 Kindern der Reifestufen K, KP, P und PR im Sinne von SCHMIDT-VOIGT (88) Puls und Blutdruck während des Stehversuches. Dabei zeigte sich, dass die Kinder (K) ebenso wie die Pubertierenden (P, PR) in 55 - 77 % eine normale Kreislaufanpassung aufwiesen, während sich in der Praepubertät (KP) in 80 % pathologische Regulationen zeigten.

Da Stehversuche keine Aussagen über Funktionsreserven bei körperlicher Arbeit zulassen, berücksichtigen verschiedene Leistungsprüfungen das Verhalten des Blutdrucks während oder nach Belastungen. So besteht der sog. 2. Teil des SCHELLONG-Testes in der Registrierung von Puls und Blutdruck im Anschluss an einen Arbeitsversuch, in welchem "der Untersuchte eine Treppe von 25 Stufen zweimal herauf- und herunterlaufen muss in einem Tempo, das er selbst als ziemlich schnell empfinden und das ihn einigermaßen anstrengen soll" (SCHELLONG und LÜDERITZ (87)).

Da die verlangte Leistung auf Grund dieser Test-Anweisung unkontrollierbar weit streuen muss, verzichteten SCHELLONG und LÜDERITZ auf eine Angabe von Normwerten und erläuterten das "normale Verhalten" von Puls und Blutdruck an Einzelbeispielen.

Danach soll unmittelbar im Anschluss an das Treppenlaufen nur ein mässig hoher Anstieg des systolischen Blutdruckes, ein geringfügiger Abfall des diastolischen und eine Steigerung der Pulsfrequenz stattfinden. Alle diese Grössen sollen dann in gerader Linie innerhalb 2 Minuten wieder die Ausgangswerte erreichen.

Bei Untersuchungen an 50 gesunden Kindern im Alter zwischen 10 und 14 Jahren fand NITSCH (70) unter Berücksichtigung sowohl des Stehversuches als auch der Belastungsprobe nach SCHELLONG bei 43 Kindern eine "normale" Kreislaufregulation im Sinne des für Erwachsene aufgestellten Normalverhaltens. Die übrigen 7 Kinder zeigten hypotone oder hypodynamie Regulationsstörungen, wobei der Typ der Regulationsstörung bei Kontrollen nicht konstant blieb, sondern sogar Normalverläufe vorkamen.

Bei weiteren 30 vegetativ stigmatisierten Kindern, von denen insgesamt 58 Versuche gewonnen werden konnten, zeigten nach der Angabe von NITSCH nur 25 Regulationsproben von 13 Kindern ein normales Verhalten. Bei den übrigen

Kindern traten hypotone oder hypodyname Regulationsstörungen auf, ohne dass der pathologische Regulationstyp konstant geblieben wäre, vereinzelt traten sogar auch wieder Normalverläufe auf.

Wie schwierig es ist, bei einer für den Erwachsenen entwickelten Funktionsprobe aus den dort geltenden Normalwerten auf das "normale" Verhalten des Kreislaufes von Kindern zu schliessen, zeigte sich insbesondere bei von RIEGER (77) durchgeführten Untersuchungen mit dem ROTHSCHUH-Test (80).

Da man von einem funktionstüchtigen Kreislauf erwartet, dass das Herzminutenvolumen bei Belastung mehr über eine Vergrösserung des Schlagvolumens als über eine Steigerung der Frequenz erreicht wird, forderte ROTHSCHUH (80) für einen gesunden Kreislauf, dass die prozentuale Steigerung der Blutdruckamplitude nach 10 Kniebeugen grösser sein müsse als die Pulsfrequenz.

Während OHR (75) dieses Verhalten bei 78 % von 32 Erwachsenen fand, wiesen nach RIEGER (77) von 28 Jugendlichen im Alter zwischen 13 und 16 Jahren nur 32 % und von 28 Kindern im Alter zwischen 9 und 12 Jahren nur 18 % eine derartige Kreislaufregulation auf. Man kann aus solchen Ergebnissen wohl schwerlich schliessen, dass Kinder häufiger Kreislaufregulationsschwächen aufweisen als Erwachsene, sondern darf wohl feststellen, dass sie anders auf Arbeit reagieren als Erwachsene.

Das Ausführen von Kniebeugen, Treppensteigversuche ohne Zeitangabe und ähnliche undefinierte Belastungsformen lassen keine vergleichenden Aussagen über die Entwicklung der Leistungsfähigkeit in verschiedenen Lebensabschnitten zu. Aus diesem Grund hat man sich seit längerem um die Einführung definierter Belastungsformen auch im Kindesalter bei Arbeitsversuchen bemüht.

Die einfachste Form einer definierten Belastung ist zweifellos der Step-Test, bei dem sich unter Berücksichtigung von Stufenhöhe und Körpergewicht die geleistete Arbeit je Zeiteinheit leicht berechnen lässt.

Das älteste Verfahren dieser Art ist der MASTER-Step-Test (62) bei dem innerhalb von 90 sec zwei Treppenstufen von 32,8 cm Höhe nach dem Takt eines Metronoms bestiegen werden müssen. Die Häufigkeit der Treppenbesteigung/90 sec. richtet sich dabei nach Lebensalter, Geschlecht und Körpergewicht. Nach Arbeitsende sollen beim gesunden Kind Pulsfrequenz und Blutdruck innerhalb von 2 Minuten wieder zum Ausgangswert zurückkehren.

Nach Untersuchungen von GRASER (28) kann der MASTER-Step-Test aber nicht als Methode zur Prüfung der körperlichen Leistungsfähigkeit angesehen werden, da die verlangten Leistungen für Kinder zu klein sind und sich die Testergebnisse beim gleichen Kind nicht reproduzieren lassen.

Aus diesem Grund haben CULLUMBINE und Mitarbeiter (16) in Anlehnung an Versuche von GALLAGHER und BROUHA (26) bei Arbeitsuntersuchungen den HARVARD-Step-Test benutzt. Hierbei hatten die Kinder einen Stuhl von 51 cm Höhe 5 Minuten lang jeweils 30 mal/Min. zu ersteigen. Die Berechnung der körperlichen Leistungsfähigkeit erfolgte dabei nach der Formel:

$$\text{Fitness index (blood pressure)} = \frac{\text{Arbeitsdauer in Sekunden mal 100}}{\text{Summe des systolischen Blutdrucks der 1., 2. und 3. Minute nach Arbeitsende}}$$

Da dieser dimensionslose Index bei Untersuchungen an 7000 Personen im Alter zwischen 10 und 40 Jahren keine systematische Beziehung zum Lebensalter aufwies, wird man seinem Aussagewert für die Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit keine Bedeutung beimessen können.

HETTINGER und ROHDAL (38) schlugen daher vor, diesen Stufentest zu modifizieren und dabei gleichzeitig die Höhe der Stufe jeweils von der Beinlänge der einzelnen Versuchspersonen abhängig zu machen. Mit Hilfe eines Diagrammes konnte für eine Beinlänge von 60 bis 130 cm (gemessen vom Trochanter bis zum Fussboden) eine individuelle Stufenhöhe zwischen 20 und 50 cm gewählt werden. Auf Grund einer besonderen Konstruktion der Stufe konnte die Höhe 0,5 cm genau eingestellt werden.

HETTINGER und ROHDAL untersuchten 975 Versuchspersonen zwischen 8 und 74 Jahren mit Hilfe dieses modifizierten Stufentests. Die Versuchspersonen arbeiteten nach dem Takt eines Metronoms und erstiegen 2 Minuten lang die Stufe mit einer Steiggeschwindigkeit von 25/Minute. Pulsfrequenz und systolischer Blutdruck wurden in Ruhe und nach der Belastung registriert. Die erste Messung erfolgte sofort nach Beendigung der Arbeit (10 bis 15 Sekunden), die zweite folgte 2 Minuten nach der Belastung und die dritte in der 5. Minute nach Beendigung der Arbeit. Aus diesen Werten berechneten die Autoren einen Index nach der Formel:

$$\frac{(R_1 - R_r) - (R_2 - R_r) + (R_5 - R_r)}{+ (P_1 - P_r) + (P_2 - P_r) + (P_5 - P_r)} = \text{Summe}$$

$$\text{Index} = \frac{\text{Summe}}{\text{mkg/Stufe}} \text{ mal } 100$$

In der Formel bedeuten:

R	=	Systolischer Blutdruck in Ruhe	
R_r	=	"	direkt nach der Belastung
R_1	=	"	2 Min. "
R_2	=	"	5 Min. "
R_5	=	"	
P	=	Pulsfrequenz in Ruhe	
P_r	=	"	direkt nach der Belastung
P_1	=	"	2 Min. "
P_2	=	"	5 Min. "
P_5	=	"	

Die Leistungsfähigkeit ist demnach umso grösser, einen je kleineren Wert der Index erreicht.

HETTINGER und ROHDAL konnten in ihren Untersuchungen eine deutliche Abhängigkeit des Index vom Alter und Geschlecht der Versuchspersonen feststellen. Der Index für männliche Versuchspersonen war in allen Altersgruppen besser als der Index für weibliche Personen. Bei einem Vergleich der Indices der einzelnen Altersgruppen zeigte sich bei den Jungen zwischen dem 16. und 18. Lebensjahr eine deutliche Zunahme der Leistungsfähigkeit. Bei den Mädchen erfolgte diese rasche Steigerung der Belastungsfähigkeit bereits zwischen dem 12. und 14. Lebensjahr. Bei beiden Geschlechtern blieb der Index im mittleren Alter gleich, um im höheren Alter wieder anzusteigen. Der von HETTINGER und ROHDAL entwickelte modifizierte Stufentest hat gegenüber den anderen Stufentests den Vorteil, dass er der unterschiedlichen Grösse der einzelnen Versuchspersonen angepasst ist.

Der Nachteil all der bis jetzt besprochenen Funktionsprüfungen liegt darin, dass das Körpergewicht in die Berechnung des Index eingeht und dadurch ein Vergleich der einzelnen Indices über die jeweilige Leistungsgruppe hinaus erschwert. Man ist daher seit langem um die Entwicklung von Funktionsprüfungen bemüht, deren Ergebnis vom Körpergewicht der Versuchsperson unabhängig ist.

Da bei einer Arbeit am Fahrradergometer die Leistung weder vom Körpergewicht noch von der Körpergrösse abhängig ist, hat man diese Arbeitsform in letzter Zeit vermehrt zur Prüfung der körperlichen Leistungsfähigkeit herangezogen.

So entwickelten LEHMANN und MICHAELIS (54) unter Verwendung des KROGH'schen Fahrradergometers ein Verfahren, das mit Hilfe von Blutdruck und Pulsfrequenzmessungen eine Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit in gewissen Grenzen erlaubt. Sie gingen dabei von der zuerst von ERLANGER und HOOKER (21) dargelegten Vorstellung aus, dass das Produkt aus Blutdruckamplitude und Pulsfrequenz (= Amplitudenfrequenzprodukt) als relatives Mass für die Höhe des

Minutenvolumens angesehen werden könne. Wie wir früher genauer schilderten, waren ERLANGER und HOOKER der Ansicht, dass der systolische Druck im Verhältnis zum diastolischen umso stärker ansteigt, ein je grösseres Blutvolumen mit jedem Herzschlag in die Aorta befördert wird.

LEHMANN und MICHAELIS (54) stützten sich auf diese Vorstellung, indem sie den Zeitpunkt, zu welchem ein bestimmtes Herzminutenvolumen bei Arbeit mit steigender Belastung erreicht wird, als Index für die körperliche Leistungsfähigkeit wählten. Das Minutenvolumen bestimmten sie dabei für jede Arbeitsminute durch Berechnung des Amplitudenfrequenzproduktes aus Blutdruckamplitude und Pulsfrequenz. Um die Methode gleichmässig für schwächere und kräftigere Menschen verwenden zu können und um die Versuchsdauer herabzusetzen, liessen sie die Versuchspersonen mit steigender Belastung am Fahrradergometer arbeiten.

Die Autoren machten hierbei die Beobachtung, dass das Amplitudenfrequenzprodukt oft zuerst nur wenig ansteigt, um dann zu einem individuell sehr verschiedenen liegenden Zeitpunkt rasch in die Höhe zu gehen. Der Grenzwert, der dann als Index zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit dient, muss also in diesem steil ansteigenden Schenkel liegen, um eine möglichst exakte Messung zu gestatten. LEHMANN und MICHAELIS konnten nach Vorversuchen zeigen, dass dies meist dann der Fall ist, wenn man das Erreichen der Zahl 10 000 als Grenzwert wählt, wobei die Blutdruckamplitude in mm Hg und die Pulsfrequenz pro Minute angegeben wird. Als Index für die Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit gilt damit also die Zeit, nach welcher das Amplitudenfrequenzprodukt bei steigender Belastung die Zahl 10 000 erreicht.

Auf Grund ihrer Untersuchungen an rund 70 Mädchen im Alter von etwa 17 bis 18 Jahren fanden die Autoren sehr enge Rangkorrelationen zwischen dem Testergebnis und einer Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit durch die Sportlehrerinnen der Mädchen.

Überblickt man die vorliegende Literatur über Blutdruckmessungen im Kindesalter bei körperlicher Arbeit im Zusammenhang, so ergeben die angeführten Befunde kein einheitliches Bild. Auch die Möglichkeit einer Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit mit Hilfe von Blutdruckmessungen wird unterschiedlich beurteilt. Aus diesen Gründen war es wünschenswert, das Verhalten des Blutdrucks bei körperlicher Arbeit an Kindern verschiedener Altersstufen einmal genauer zu untersuchen.

III. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

1) Methodik

a) Untersuchungsgut

Unsere Messungen von Blutdruck und Pulsfrequenz führten wir an 95 Knaben und 100 Mädchen im Alter von 10 bis 18 Jahren durch. Zur Untersuchung gelangten Kinder aus dem Waisenhaus der Stadt München, dem ein Lehrlingsheim angeschlossen ist, sowie Kinder aus Münchner Mittel- und Oberschulen x).

Um die Entwicklung des Blutdruckverhaltens bei Arbeit im Jugendalter auch an einem relativ kleinen Untersuchungsgut mit hinreichender Genauigkeit verfolgen zu können, führten wir unsere Untersuchungen jeweils bei etwa 20 Jungen und Mädchen im Alter von 10, 12, 14, 16 und 18 Jahren durch. Auf eigene Untersuchung der Zwischenjahrgänge glaubten wir auf Grund der Beobachtungen von RUTENFRANZ und HETTINGER (83) an einem grösseren Kollektiv verzichten zu können. Hier hatte sich nämlich gezeigt, dass sich die Entwicklung des Leistungsverhaltens im Jugendalter nicht sprunghaft, sondern ganz allmählich vollzieht. Aus diesem Grunde können auch Untersuchungen mit Altersgruppen im Abstand von 2 Jahren noch einen guten Einblick in die Entwicklung physiologischer Funktionen im Kindes- und Jugendalter vermitteln.

In der Tabelle 1 ist die Anzahl der Kinder und Jugendlichen für die einzelnen von uns untersuchten Altersgruppen aufgeführt. Ausserdem wurde gesondert vermerkt, ob die untersuchten Personen Schüler oder erwerbstätige Jugendliche waren. Die Tabelle lässt erkennen, dass etwa 25 % der Jungen und 3 % der Mädchen bereits im Erwerbsleben standen, die übrigen Kinder und Jugendlichen aber Schüler waren.

Wir legten besonderen Wert darauf, dass es sich bei den von uns untersuchten Altersgruppen um auswahlfreie Stichproben handelte. Die Kinder und Jugendlichen, an denen wir unsere Untersuchungen durchführten, waren weder nach sportlichen Leistungen noch nach irgend einem anderen Gesichtspunkt besonders ausgewählt. Wir achteten lediglich darauf, kränkliche Kinder von unseren Untersuchungen auszuschliessen.

x) An dieser Stelle möchte ich Frau Direktorin des Realgymnasiums am Anger, Frau Direktorin der Mittelschule in der Au, sowie den Herrn Direktoren des Waisenhauses der Stadt München, des Wittelsbachergymnasiums und der Ludwigoberrealschule für die liebenswürdige Unterstützung meiner Arbeit herzlich danken.

x TABELLE 1

Alter (Jahre)	Gesamtzahl	davon Schüler	erwerbstätige Jugendliche
Knaben			
10	18	18	-
12	20	20	-
14	20	11	9
16	18	8	10
18	<u>19</u>	<u>15</u>	<u>4</u>
	95	72	23
Mädchen			
10	20	20	-
12	20	20	-
14	20	17	3
16	20	20	-
18	<u>20</u>	<u>20</u>	<u>-</u>
	100	97	3

Aus diesem Grunde wurde jedes Kind vor den Versuchen klinisch untersucht. Ausserdem bestimmten wir bei jedem Kind Körpergrösse und Körpergewicht (in leichter Kleidung ohne Schuhe) sowie die Körperoberfläche nach den Tabellen von CRAWFORD, TERRY und ROUKE (13).

Die Tabelle 2 vermittelt einen Überblick über die von uns ermittelten Durchschnittswerte für Körpergrösse und Körpergewicht in den einzelnen Altersgruppen. Da wir prüfen wollten, ob die von uns untersuchten Kinder hinsichtlich ihrer körperlichen Entwicklung als für ihre Altersstufe repräsentativ anzusprechen waren, verglichen wir die Daten von Körpergrösse und Körpergewicht mit den von VOGT (100) für bayrische Kinder angegebenen Normwerten. VOGT berücksichtigte in diesen Somatogrammen für das 10. - 19. Lebensjahr die durchschnittlichen Körpermassdaten von insgesamt 55 615 Knaben und 39 389 Mädchen aus den Untersuchungen von BACH (1).

Vergleichen wir die durchschnittliche Grösse der von uns untersuchten Kinder mit den Normwerten von VOGT, so fällt auf, dass unsere Werte bei den Knaben in allen Altersstufen etwas über den von VOGT angegebenen Werten lagen. Bei den Mädchen lagen nur die Mittelwerte der jüngeren Jahrgänge über den Werten von VOGT. Während die durchschnittliche Grösse der 14 und 16jährigen Mädchen mit den Werten von VOGT genau übereinstimmte, waren unsere 18jährigen sogar kleiner. Die Differenz zwischen den von uns ermittelten Werten und

TABELLE 2

Alter (Jahre)	Grösse (cm)	Gewicht (kg)	Körperoberfläche (qm)	Zahl der Versuchspersonen
Knaben				
10	141,0 $\pm$ 7,0	33,5 $\pm$ 6,2	1,153	18
12	149,2 $\pm$ 8,7	41,7 $\pm$ 6,1	1,329	20
14	164,0 $\pm$ 9,1	53,4 $\pm$ 8,5	1,570	20
16	175,3 $\pm$ 8,8	63,7 $\pm$ 7,5	1,735	18
18	176,3 $\pm$ 4,6	65,9 $\pm$ 7,0	1,815	19
Mädchen				
10	141,0 $\pm$ 5,5	36,8 $\pm$ 6,6	1,196	20
12	151,8 $\pm$ 4,9	45,7 $\pm$ 7,9	1,384	20
14	160,0 $\pm$ 5,9	56,5 $\pm$ 9,6	1,584	20
16	162,6 $\pm$ 3,5	60,4 $\pm$ 8,7	1,655	20
18	163,2 $\pm$ 5,1	57,3 $\pm$ 4,6	1,630	20

den Normwerten von VOGT beträgt aber in allen Altersgruppen nur einige cm und überschreitet nie den von VOGT angegebenen σ -Streubereich.

Bei den Angaben des Körpergewichts weichen unsere Werte etwas mehr von dem von VOGT aufgestellten Normbereich ab. Während die Unterschiede zwischen unseren Mittelwerten und den Normwerten von VOGT bei der Körpergröße den einfachen σ -Bereich nie überschritten, ergaben sich beim Körpergewicht etwas grössere Differenzen. Dies gilt vor allem für die Mädchen, wo mit Ausnahme der Gruppe der 18jährigen die Mittelwerte für das Körpergewicht in allen Altersstufen über dem Normbereich lagen und die von VOGT angegebene Streubreite überschritten. Die grössten Abweichungen von den von VOGT gefundenen Werten zeigten sich bei den 10jährigen Mädchen. Für diese Gruppe ermittelten wir ein durchschnittliches Gewicht von 37,0 kg und eine Streuung von $\pm$ 6,6 kg, während VOGT einen Mittelwert von 30,0 kg und eine Standardabweichung von $\pm$ 4,4 kg angab. Bei den Mädchen der anderen vier Altersstufen ergab sich eine bessere Übereinstimmung. Im Gegensatz zu manchen Altersstufen der Mädchen überschritten die Knaben den einfachen σ -Bereich der Normwerte nie.

Die Unterschiede, die sich bei einem Vergleich unserer Körpermassdaten mit denen von VOGT ergeben, lassen sich wohl teilweise durch die Zusammensetzung unseres Untersuchungsgutes erklären, das hauptsächlich aus Oberschülern der Stadt München bestand. Die Gruppe der 10jährigen Mädchen, die uns besonders durch das hohe Gewicht auffiel, bestand z.B. nur aus Schülerinnen einer Privatschule, die aus besten sozialen Verhältnissen stammen. Nun kann heute als ge-

sichert gelten (VOGT (100), LENZ (55)), dass die Grosstadtkinder der sozialen Oberschicht besonders stark von der saekularen Akzeleration betroffen werden. Die Unterschiede, die sich zwischen den Normwerten von VOGT und den von uns beobachteten Werten in bezug auf Körpergrösse und Körpergewicht ergeben, lassen sich wohl zwanglos aus den besonderen sozialen Verhältnissen erklären, in denen der Grossteil der von uns untersuchten Kinder lebte.

Die gute Übereinstimmung unserer Körpermassdaten mit den von VOGT angegebenen Normwerten möchten wir darum mit als Beweis dafür anführen, dass es uns wirklich gelungen ist, auswahlfreie Stichproben zu treffen. Setzen wir weiter Grösse und Gewicht als wesentliche Kennzeichen der körperlichen Entwicklung an, so können die von uns untersuchten Kinder und Jugendlichen als für ihre Altersgruppe repräsentativ angesehen werden.

Da in den letzten Jahren vor allem KIRCHHOFF (46) die Meinung vertreten hat, dass man Jugendliche bei Arbeitsversuchen nicht nach Alters-, sondern nach Reifegruppen aufgliedern dürfe, um ihrer körperlichen Entwicklung gerecht zu werden, haben wir auch unser Untersuchungsgut in Anlehnung an die Reifestufen von SCHMIDT-VOIGT (88) eingeteilt.

Dabei bezeichneten wir Knaben und Mädchen, deren Entwicklungsstand noch kindlich war, mit K. Mit KP kennzeichneten wir die erste Phase der Pubertät, mit P die Höhe der Pubertät. Der Übergang zur vollendeten Reife wurde mit PR, die vollendete Reife mit R bezeichnet.

In Tabelle 3 haben wir unser Untersuchungsgut nach Reifegruppen aufgegliedert. Man erkennt, dass von den 95 Buben noch 30 der Stufe K, 10 der Stufe KP und 20 der Stufe P angehörten. Der Gruppe PR konnten 15 und der Gruppe R 20 Jungen zugeteilt werden.

TABELLE 3

	Knaben	Mädchen
K	30	20
KP	10	8
P	20	6
PR	15	20
R	<u>20</u>	<u>26</u>
	95	80

Von den 100 untersuchten Mädchen wurden nur 80 nach Reifegruppen aufgegliedert. Dabei zeigte sich, dass bei den Mädchen bereits ein grösserer Prozentsatz den höheren Reifestufen angehörte. So bestand die Gruppe K aus 20, die Gruppe KP aus 8 und die Gruppe P aus 6 Mädchen. Der Reifestufe PR konnten 20 und der Stufe R sogar 26 Mädchen zugeteilt werden.

b) Messanordnung

Wir führten unsere Untersuchungen an einem wirbelstromgebremsten Fahrradergometer nach MÜLLER (67) durch. Um die gewünschte Belastung abstufen zu können, ist bei diesem Fahrradergometer eine Kupferscheibe auf die Felge des Hinterrades montiert, die unterschiedlich tief in einen Permanentmagneten eintaucht. Mit Hilfe einer Drehkurbel kann man über eine Kurvenscheibe jede gewünschte Belastung zwischen 0 und 25 mkg/sec dadurch einstellen, dass an dieser Kurvenscheibe die Eintauchtiefe der Kupferscheibe in den Permanentmagneten durch einen Hebel abgegriffen wird. Will man die Belastung kontinuierlich ansteigen lassen, so schaltet man mit einem Schieber die Drehkurbel, die die Belastung konstant eingestellt hat, aus und schliesst ein Zahnrad an ein einstufiges Schraubengewinde an, das auf die Nabe des Hinterrades montiert ist. Durch dieses Schraubengewinde wird die Kurvenscheibe bei jeder Umdrehung des Hinterrades so verdreht, dass die Belastung des Fahrradergometers in jeder Minute um 1 mkg/sec zunimmt. Da die jeweilige Belastung an einer Skala abzulesen ist, kann auch jederzeit festgestellt werden, wieviel Minuten die Versuchsperson schon bei kontinuierlicher Belastung gearbeitet hat.

Um die Tretgeschwindigkeit konstant zu halten, ist das Fahrradergometer mit einem Schrittmacher gekoppelt. Im Gehäuse dieses Schrittmachers befindet sich die Figur eines kleinen Radfahrers, die mit Hilfe eines Synchronmotors mit einer konstanten Geschwindigkeit im Uhrzeigersinn gedreht wird. Wird die Tretgeschwindigkeit der Versuchsperson mit Hilfe einer Kardanwelle auf den Schrittmacher übertragen, so bewegt sich die kleine Figur im entgegengesetzten Uhrzeigersinn. Der kleine Radfahrer bleibt nur dann zwischen den vorgeschriebenen Markierungsstrichen stehen, wenn sich die Drehgeschwindigkeit am Fahrradergometer und die Drehgeschwindigkeit des Synchronmotors gerade aufheben. Mit Hilfe des Schrittmachers, der auf eine Tretgeschwindigkeit von 60 Pedalumdrehungen pro Minute geeicht ist, kann die Versuchsperson genau feststellen, ob sie die vorgeschriebene Geschwindigkeit einhält. Fährt sie zu schnell, so weicht die kleine Figur nach links ab und umgekehrt.

Da die Kinder, an denen wir unsere Untersuchungen durchführten, fast alle radfahren konnten, erlernten sie es sehr rasch, die vorgeschriebene Tretgeschwindigkeit einzuhalten und waren eifrig bemüht, den kleinen Radfahrer zwischen den Markierungsstrichen zum Stehen zu bringen.

Um die Pulsfrequenz fortlaufend registrieren zu können, bedienten wir uns des fotoelektrischen Pulszählers nach MÜLLER und HIMMELMANN (68). Diese Art der Pulszählung beruht auf dem von MATHES (63) angegebenen Prinzip in der Modifikation von MÜLLER und REEH (69). Hierbei lässt man das Licht eines Lämpchens, das auf der einen Seite des Ohrläppchens befestigt ist, auf eine kleine Siliziumfotozelle auf der anderen Seite des Ohrläppchens fallen. Da sich die Blutfüllung des

Ohrläppchens mit jeder Pulswelle ändert, wird auch die Beleuchtungsstärke der Fotozelle im Rhythmus der Pulsfrequenz verändert.

MÜLLER und REEH verstärkten die auf diese Weise entstehenden Impulse auf elektronischem Weg so weit, dass der Stromstoß zur Betätigung eines Zählwerks verwendet werden kann. Bei dem von uns benutzten Pulszähler nach MÜLLER und HIMMELMANN ist dem Zählwerk noch ein Druckwerk angeschlossen, das selbständig jede Minute die Zahl der Impulse aufschreibt. Bei diesem Pulszähler kann sowohl die Empfindlichkeit der Fotozelle wie auch die Lichtstärke des Lämpchens verändert werden. Durch Herabsetzung der Empfindlichkeit der Fotozelle können die gelegentlichen Doppelschläge des Zählwerks, die durch die Dikrotie des Pulses bedingt sind, ausgeschaltet werden. Die verschiedene Dicke des Ohrläppchens bei den einzelnen Versuchspersonen wird durch eine Veränderung der Lichtstärke des Lämpchens ausgeglichen.

Die Messung des Blutdrucks erfolgte jeweils im Abstand von 1 Minute mit einem der üblichen Blutdruckapparate nach RIVA-ROCCI unter Verwendung eines Quecksilber-Manometers. Der Blutdruck wurde auskultatorisch nach dem von KOROTKOFF (52) angegebenen Verfahren bestimmt. Dabei bezeichneten wir als systolischen Blutdruck den Druckwert, der beim Auftreten des ersten Gefäßstones bei langsamem Öffnen des Gebläseventils im Manometer abzulesen war. Unter diastolischem Blutdruck verstanden wir den in der Blutdruckmanschette herrschenden Druck, welcher beim ersten deutlichen Leiserwerden des Gefäßstones registriert wurde. Die Gefäßtöne bestimmten wir mit Hilfe eines Stethoskopes an der Arteria cubitalis.

Durch die bei der Arbeit am Fahrradergometer auftretenden Muskelgeräusche wurde die auskultatorische Messung des Blutdruckes etwas erschwert. Um die störenden Nebengeräusche möglichst auszuschalten, nahmen wir bei jeder Messung den Arm der Versuchsperson kurz von der Lenkstange. Da die meisten der untersuchten Kinder und Jugendlichen Rechtshänder waren und beim Einhändigfahren die rechte Hand bevorzugten, nahmen wir die Blutdruckmessungen grundsätzlich am linken Oberarm vor, um die Arbeit am Fahrradergometer durch die Messung möglichst wenig zu stören. Bei einiger Übung des Untersuchers konnten auf diese Weise die Gefäßtöne auch während der Tretarbeit mit hinreichender Genauigkeit wahrgenommen werden.

Bei der Wahl der Manschettenbreite berücksichtigten wir die eingangs geschilderten Beziehungen zwischen Oberarmumfang und optimaler Manschettenbreite nach den Vorschlägen von KREUTH und PEUSQUENS (45).

c) Versuchsanordnung

Wir führten unsere Versuche an einem wirbelstromgebremsten Fahrradergometer nach E. A. MÜLLER (67) bei kontinuierlich steigender Belastung durch. Die Tretgeschwindigkeit betrug 60 Umdrehungen/Minute, die Belastung nahm automatisch in jeder Minute um 1 mkp/sec zu. Während der ganzen Versuchsdauer wurde die Pulsfrequenz auf fotoelektrischem Wege fortlaufend registriert. Den Blutdruck bestimmten wir am Ende jeder Minute mit Hilfe eines Quecksilber-Manometers nach RIVA-ROCCI (78) unter Verwendung der KOROTKOFF'schen (52) Kriterien.

Da unsere Versuchsreihe im Rahmen einer grösseren Untersuchung durchgeführt wurde, in der die einzelnen Kinder jeweils mehrere Arbeitsversuche am Fahrradergometer ausführten, waren die Jungen und Mädchen mit der Versuchsanordnung und den Messvorgängen bereits voll vertraut. Um eine Ermüdung durch vorangehende Versuche auszuschliessen, wurde im Rahmen der Gesamtuntersuchung bei jedem Kind an jedem Tag nur ein Arbeitsversuch vorgenommen.

Im Einzelnen verfahren wir bei unseren Versuchen so, dass die Kinder sich zunächst 15 Minuten auf einem Stuhl ausruhten und erst dann das Fahrradergometer bestiegen. Nach Anschluss der verschiedenen Messeinheiten wurde darauf solange gewartet, bis sich die Werte der Pulsfrequenz und des Blutdrucks auf einen konstanten Ruhewert eingestellt hatten. Unmittelbar danach begannen wir mit dem Arbeitsversuch, wobei Pulsfrequenz und Blutdruck in jeder Minute registriert wurden. Die Versuchspersonen hatten diese Arbeit solange durchzuführen, bis das Produkt aus Pulsfrequenz und Blutdruckamplitude den numerischen Wert 10 000 erreichte oder überschritt. Den Zeitpunkt bzw. die Belastung in mkp/sec bei welcher dieses Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 erreicht wurde, verwendeten wir entsprechend dem Vorschlag von LEHMANN und MICHAELIS (54) als Index der körperlichen Leistungsfähigkeit, wobei wir dieses Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 als "Grenz-Amplitudenfrequenzprodukt" bezeichneten.

Um die Berechnung des Amplitudenfrequenzproduktes zu erleichtern, bedienten wir uns einer von LEHMANN und MICHAELIS angegebenen graphischen Darstellung (Abb. 1).

Da die Blutdruck- und Pulsfrequenzwerte nur in Minutenabständen vorlagen, erreichte das Amplitudenfrequenzprodukt (= AFP) meist zwischen 2 Minuten den Grenzwert 10 000. In diesen Fällen musste der genaue Zeitpunkt über eine Interpolation bestimmt werden.

Unsere Versuchsanordnung weicht damit von dem ursprünglich von LEHMANN und MICHAELIS (54) angegebenen Verfahren zur Bestimmung des Grenz-Amplitudenfrequenzproduktes ab. Während diese Autoren die Grundbelastung für jede Versuchs-

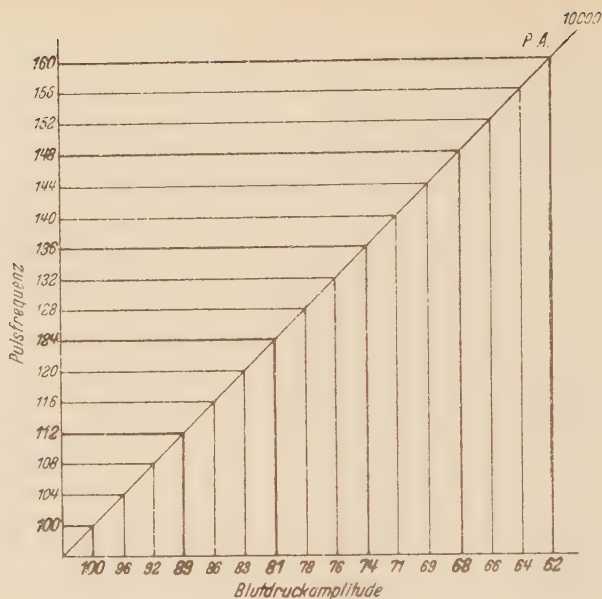


Abbildung 1: Graphische Darstellung zur Erleichterung des Auffindens des Amplitudenfrequenzproduktes von 10 000 (nach LEHMANN und MICHAELIS).

person nach ihrem Unterschenkelquerschnitt festlegten, erschien es uns sinnvoller, die Kinder und Jugendlichen aller Altersgruppen mit der gleichen Belastung beginnen und mit dem gleichen Belastungszuwachs arbeiten zu lassen. Auf diese Weise konnten wir nämlich gleichzeitig die Abhängigkeit des Blutdruckes, der Pulsfrequenz und des Amplitudenfrequenzproduktes von der Leistung in den einzelnen Altersgruppen beobachten und ausserdem zur Frage einer Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit mit Hilfe von Grenz-Amplitudenfrequenzprodukten Stellung nehmen.

d) Angewandte statistische Methoden

Die arithmetischen Mittel (AM) und Sigmen (σ) wurden nach der Formel

$$AM = \frac{\sum x}{n} \quad \text{bzw.} \quad \sigma = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{n}}$$

ermittelt. Die Sigmen errechneten wir dabei zumeist nach dem fortlaufenden Summierungsverfahren.

Die Berechnung von Masskorrelationen erfolgte nach der Formel

$$v = \frac{\sum [(x - \bar{x}) \cdot (y - \bar{y})]}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 \cdot \sum (y - \bar{y})^2}}$$

Der Regressionskoeffizient b wurde bei Regressionen von y auf x nach der Formel

$$b = \frac{\sum [(x - \bar{x}) \cdot (y - \bar{y})]}{\sum (x - \bar{x})^2}$$

berechnet.

Zur Prüfung von Unterschieden benutzten wir folgende statistische Prüffunktionen:

Um zu prüfen, ob 2 Mittelwerte der gleichen Grundgesamtheit entstammen könnten, bedienten wir uns der t-Funktion nach der Formel

$$t = \frac{M_1 - M_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_2} + \frac{s_2^2}{n_1}}}$$

Um feststellen zu können, ob gefundene Korrelationskoeffizienten sich von einer mit 0 angenommenen Korrelation signifikant unterscheiden, wandten wir die t-Funktion in der Form

$$t = \frac{v}{\sqrt{1 - v^2}} \cdot \sqrt{n - 2}$$

an.

Unterschiede zwischen Korrelationskoeffizienten prüften wir über die z-Transformation auf ihre Signifikanz. Dabei wurde die Korrelationsziffer z aus der Masskorrelation r über die Beziehung

$$z = \text{Log. nat.} \sqrt{\frac{1 + v}{1 - v}} \quad \text{ermittelt.}$$

Für die Signifikanzbezeichnung von Unterschieden haben wir im Text folgende Stufen der prozentualen Wahrscheinlichkeit gewählt:

p	0,1 % Unterschied	=	sehr signifikant
p	1 % Unterschied	=	signifikant
p	5 % Unterschied	=	wahrscheinlich signifikant
p	5 % Unterschied	=	nicht signifikant.

Nur bei der Prüfung von Korrelationsunterschieden über die z-Transformation bezeichnet die Signifikanz eines Unterschiedes entsprechend der Tafel nach KOLLER (51) eine prozentuale Wahrscheinlichkeit von $< 0,27\%$.

Bei der Anwendung der statistischen Methoden stützten wir uns vor allem auf die Ausführungen von BROWNEE (12) und KOLLER (51).

2) Ergebnisse

a) Das Verhalten des Blutdruckes während kontinuierlich steigender Belastung

Die Ergebnisse unserer Blutdruckmessungen während körperlicher Arbeit mit kontinuierlich steigender Belastung sind in Abb. 2 dargestellt. Man erkennt, dass die Kinder in den einzelnen Altersgruppen die Arbeit nicht bis zur gleichen Belastungsstufe durchgeführt haben, da bei den jüngeren Kindern ein Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 im Mittel schon nach 4 Minuten, bei den älteren erst nach 11 Minuten erreicht wurde.

Aus diesem Grunde finden sich in der Abb. 2 bei den 10 jährigen Jungen Blutdruckmessungen bis zu 5 mkp/sec und bei den 18 jährigen bis 11 mkp/sec. Die Mädchen arbeiteten dagegen in allen Altersstufen kürzer. So mussten wir bei den 10 jährigen Mädchen die Arbeit bereits bei 4 mkp/sec, bei den 12 jährigen bei 5 mkp/sec, bei den 14 jährigen bei 6 mkp/sec und bei den 16 jährigen und den 18 jährigen bei 8 mkp/sec abbrechen.

Obschon die Arbeit hier also im wesentlichen dann abgebrochen wurde, wenn das Produkt aus Blutdruckamplitude und Pulsfrequenz den numerischen Wert 10 000 erreichte, so dürften die erreichten Belastungen für die verschiedenen Altersstufen doch echte Grenzwerte darstellen. RUTENFRANZ und HETTINGER (83) konnten nämlich bei ihren Untersuchungen über das Verhalten der Pulsfrequenz während kontinuierlich steigender Belastung in den genannten Altersstufen die Arbeit praktisch auch nur bis zu den von uns erreichten Belastungsstufen durchführen, ohne dass ein Ermüdungsanstieg der Pulsfrequenz auftrat.

In der Abb. 2 erkennt man weiter, dass der Blutdruck vor Arbeitsbeginn während Ruhe im Sitzen bei Jungen und Mädchen in identischen Altersstufen sowohl für den systolischen als auch für den diastolischen Wert praktisch gleich war. Ausserdem fällt auf, dass der systolische Blutdruck bis zum 12. Lebensjahr in Ruhe im Mittel einen Wert von 100 mm Hg aufwies und erst nach diesem Zeitpunkt, also nach der Praepubertät, kontinuierlich mit dem Lebensalter bis auf 118 mm Hg im 18. Lebensjahr anstieg.

Während der Arbeit stieg der systolische Blutdruck in allen Altersstufen im Mittel linear mit der Leistung an, während der diastolische Druck ebenfalls linear mit

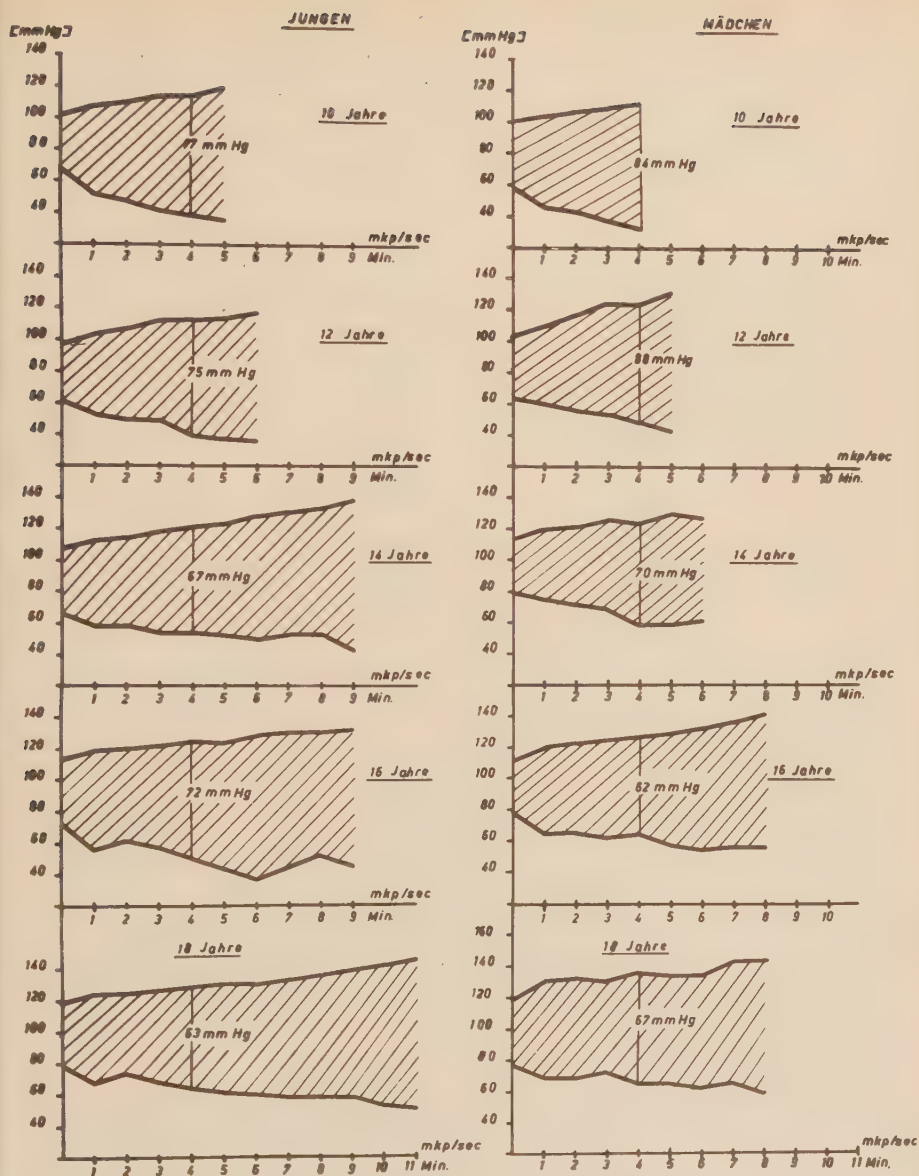


Abbildung 2: Das Verhalten des Blutdrucks während kontinuierlich steigender Belastung bei Jungen und Mädchen in verschiedenen Altersstufen.

zunehmender Belastung absank. Dabei waren die Blutdruckveränderungen in allen Altersgruppen innerhalb der 1. Arbeitsminute besonders gross. Im übrigen war der Anstiegsgradient für den systolischen Blutdruck in allen Altersstufen ebenso wie der Abfallsgradient für den diastolischen Blutdruck praktisch gleich gross, sodass die Regressionskoeffizienten für beide Druckarten in den einzelnen Altersklassen unsystematisch streuten und keine signifikanten Unterschiede aufwiesen.

Um die Abhängigkeit des Blutdrucks von der Leistung für die verschiedenen Altersgruppen näher zu analysieren, haben wir die Verhältnisse in der 4. Arbeitsminute, also bei einer Belastung von 4 mkp/sec genauer studiert. Für unseren Vergleich wurde diese Belastung nicht nur darum ausgewählt, weil die Gruppe der 10 jährigen Mädchen ohnehin im Mittel nicht höher zu belasten war, sondern weil nach den Untersuchungen von GIRINGHELLI und SERAPHINI (27) 9 - 10 jährige Kinder nur bis zu Leistungen von 4 - 5 mkp/sec aerob arbeiten können.

Wie HELBRÜGGE, RUTENFRANZ und GRAF (35) gezeigt haben, empfiehlt es sich aber für Leistungsvergleiche zwischen verschiedenen Altersgruppen, diejenige Leistung in allen Altersstufen zu verfolgen, die auch noch von den jüngsten Kindern des Kollektivs aerob bewältigt werden kann.

In Tabelle 4 haben wir darum die arithmetischen Mittel und Sigmata des systolischen Blutdruckes für eine Belastung von 4 mkp/sec in allen Altersstufen nach Geschlechtern getrennt aufgeführt und man erkennt, dass der systolische Blutdruck auch unter Belastung bei beiden Geschlechtern gleichsinnig mit dem Lebensalter anstieg. Um die dabei beobachteten Mittelwertsunterschiede auf ihre statistische Signifikanz zu prüfen haben wir uns der t-Funktion bedient. Dabei zeigte es sich, dass zwischen den einzelnen Altersgruppen nur einmal (16 und 18 jährige Mädchen) ein "wahrscheinlich signifikanter" Unterschied vorhanden war. Auch innerhalb gleicher Altersgruppen war kein "signifikanter" Unterschied hinsichtlich des Blutdruckverhaltens von Jungen und Mädchen nachzuweisen. Prüfte man allerdings den Mittelwertsunterschied zwischen dem systolischen Blutdruck bei Arbeit im 10. und 18. Lebensjahr so ergaben sich für Jungen und Mädchen sogar "sehr signifikante" Unterschiede.

Gleichartige Verhältnisse fanden sich für den diastolischen Druck. Wie die Tabelle 5 zeigt, sank der diastolische Druck bei einer Belastung von 4 mkp/sec in den jüngeren Altersstufen tiefer ab als in den älteren. Dieser Übergang vollzog sich allerdings so allmählich, dass in benachbarten Altersgruppen bei Jungen und Mädchen höchstens "wahrscheinlich signifikante" Unterschiede auftraten. Auch bei gleichaltrigen Jungen und Mädchen fand sich nur für das 16. Lebensjahr hinsichtlich des diastolischen Druckes ein "wahrscheinlich signifikanter" Unterschied.

Mittlerer systolischer Blutdruck bei einer Belastung von 4 mkp/sec
in verschiedenen Altersgruppen
(Prüfung der Mittelwertsunterschiede mit Hilfe der t-Funktion)

TABELLE 4

	10 Jahre		Diff. 10:12		12 Jahre		Diff. 12:14		14 Jahre		Diff. 14:16		16 Jahre		Diff. 16:18		18 Jahre		Diff. 10:18	
	AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n	
♂	114	8,5	16	(2)	112	13,1	19	(9)	121	21,3	20	(4)	125	11,7	19	(4,5)	129,5	14,7	20	15,5 ^{xx}
	(1)				(11)				(3)				(1)				(6,5)			
Differenz ♂ : +	AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n	
♂ +	113	15,1	16	(10)	123	16,4	16	(1)	124	9,1	18	(2)	126	9,0	20	(10)	136	17,2	20	23 ^{xx}

() = nicht signifikant
()^x = wahrscheinlich signifikant
x = signifikant
xx = sehr signifikant

Mittlerer diastolischer Blutdruck bei einer Belastung von 4 mkp/sec
in verschiedenen Altersgruppen
(Prüfung der Mittelwertsunterschiede mit Hilfe der t-Funktion)

TABELLE 5

	10 Jahre			Diff. 10; 12		12 Jahre		Diff. 12; 14		14 Jahre		Diff. 14; 16		16 Jahre		Diff. 16; 18		18 Jahre		Diff. 18; 20	
	AM	σ	n			AM	σ	n		AM	σ	n		AM	σ	n		AM	σ	n	
♂	37,5	24,0	16		(1,5)	39	21	19	^x (15)	54	18,6	20	(4)	50	21,8	19	(14)	64	21,5	20	^{xx} 26,5
Differenz ♂ : +	(7, 5)					(9)				(5)				^x (14)				(0, 0)			
o +	30	23,2	15		(18)	^x 48	20,2	16	(11)	59	18,0	17	(5)	64	15,7	20	(0, 0)	64	17,2	20	^{xx} 34,0

() = nicht significant
()^x = wahrscheinlich significant
()^x = significant
^{xx} = sehr significant

Wenn man dagegen wiederum den diastolischen Druck während einer Belastung von 4 mkp/sec im 10. und 18. Lebensjahr verglich, so lag der Wert bei den 10 jährigen Jungen mit 26,5 mm Hg "sehr signifikant" unter dem Mittelwert der 18 jährigen. Auch die 10 jährigen Mädchen hatten einen um 34 mm Hg "sehr signifikant" niedrigeren diastolischen Druck als die 18 jährigen Mädchen.

Diese systematischen Blutdruckveränderungen mit zunehmendem Lebensalter bei gleicher Arbeitsschwere stehen offenbar im Zusammenhang mit der Regulierung der Blutdruckamplitude. Aus diesem Grunde war es von besonderem Interesse, das Verhalten der Blutdruckamplitude unabhängig von den absoluten Druckwerten für die gleiche Leistung in allen Altersklassen genauer zu studieren.

Wie die Tabelle 6 zeigt, nahm die Blutdruckamplitude unter diesen Bedingungen mit zunehmendem Lebensalter bei beiden Geschlechtern nur allmählich geringfügig ab. "Signifikante" Unterschiede bezüglich der Blutdruckamplitude traten zwischen benachbarten Altersgruppen in unseren Versuchen ebensowenig auf wie zwischen den Geschlechtern in gleichen Altersgruppen. Bemerkenswerterweise war die Blutdruckamplitude bei den 18 jährigen Jungen nur "wahrscheinlich signifikant" kleiner als bei den 10 jährigen Jungen. Für die Mädchen ergab sich zwischen diesen beiden Altersstufen überhaupt kein "signifikanter" Mittelwertsunterschied.

Auf Grund dieser statistischen Berechnungen lag die Annahme, dass die Blutdruckveränderungen bei Arbeit mehr von der Schwere der Belastung als vom Lebensalter abhängen, nahe. Um diese Abhängigkeit genauer zu analysieren, war eine Ausschaltung der sich mit dem Lebensalter langsam ändernden absoluten Blutdruckhöhe wünschenswert. Wir verfuhrten darum bei allen untersuchten Kindern so, dass wir die systolischen und diastolischen Druckwerte während der Arbeitszeit auf den systolischen Ruhedruck bezogen. Da nach dieser Reduzierung keine signifikanten Unterschiede im Blutdruckverhalten der verschiedenen Altersstufen und Geschlechter mehr zu verzeichnen waren, wurden die mittleren Blutdruckveränderungen für alle Altersstufen gemeinsam berechnet und in Abbildung 3 dargestellt.

Man erkennt in dieser Abbildung, dass der systolische Blutdruck ab der 1. Arbeitsminute mit strenger Linearität anstieg. Nur beim Übergang von Ruhe zur Arbeit trat zunächst ein etwas grösserer systolischer Druckzuwachs auf als in den folgenden Arbeitsminuten. Der diastolische Druck fiel in unseren Versuchen im Mittel linear mit der Arbeitsschwere ab, allerdings war der Kurvenverlauf im Mittel unruhiger als beim systolischen Blutdruck. Diese Unterschiede im Verlauf der beiden Druckarten dürften darauf beruhen, dass wir für den systolischen Druck praktisch bei allen Personen einen Anstieg mit der Arbeitsschwere beobachten konnten, während der diastolische Druck zwar in der überwiegenden Mehrzahl unserer Beobachtungen einen Abfall während des Leistungsanstieges aufwies, in einer Reihe von Arbeitsversuchen aber konstant blieb oder geringfügig anstieg.

Mittlere Blutdruckamplitude bei einer Belastung von 4 mkp/sec
in verschiedenen Altersgruppen
(Prüfung der Mittelwertsunterschiede mit Hilfe der t-Funktion)

TABELLE 6

	10 Jahre			Diff. 10, 12	12 Jahre			Diff. 12, 14	14 Jahre			Diff. 14, 16	16 Jahre			Diff. 16, 18	18 Jahre			Diff. 18, 20
	AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n	
	77	21,5	16	(2)	75	14,4	17	(8)	67	16,8	20	(5)	72	18,1	18	(9)	63	11,3	19	(14) ^x
Differenz ♂ : +	(7)				(0, 0)				(8)				(10)				(4)			
	AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n	
	84	33,9	16	(9)	75	22,1	16	(0, 0)	75	22,9	18	(13) ^x	62	13,7	20	(5)	67	13,5	18	(17)

() = nicht signifikant
 ()^x = wahrscheinlich signifikant
 x = signifikant
 xx = sehr signifikant

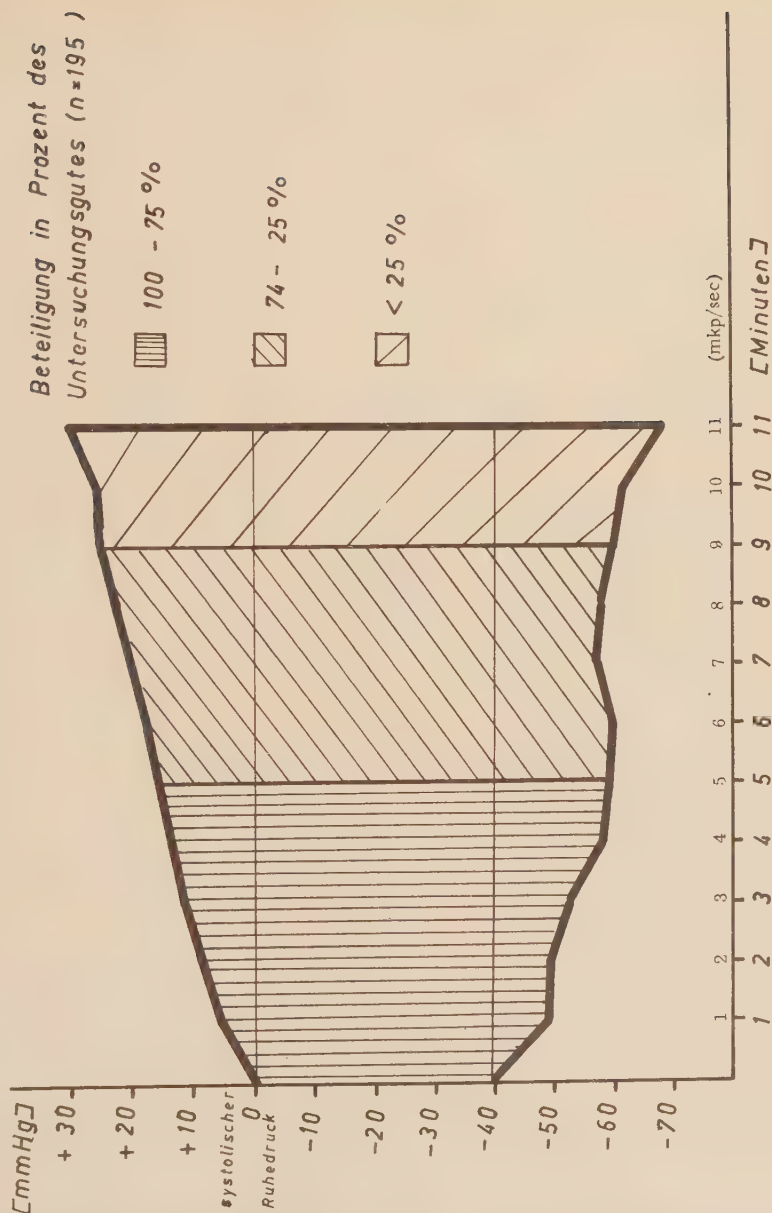


Abbildung 3: Mittlere Blutdruckveränderungen der 195 untersuchten Jungen und Mädchen (bezogen auf den systolischen Ruhedruck) während kontinuierlich steigender Belastung.

Insgesamt kam in unseren Versuchen die Erweiterung der Blutdruckamplitude mit zunehmender Arbeitsschwere im Mittel durch eine gleichzeitige Zunahme des systolischen und eine Abnahme des diastolischen Druckes zustande. Geht man dabei von der mittleren Amplitudengrösse bei einer Arbeit von 1 mkp/sec aus, so betrug der systolische Anteil der Amplitudenzunahme bis zur Leistung von 11 mkp/sec in unseren Versuchen im Mittel 24 mm Hg, der Anteil durch Absinken des diastolischen Druckes aber 19 mm Hg.

Unsere Beobachtungen über das Absinken des diastolischen Druckes bei zunehmender Arbeitsschwere stehen nur in scheinbarem Widerspruch zu gleichartigen Untersuchungen von HOLLMANN (39) an trainierten und untrainierten Erwachsenen. HOLLMANN fand nämlich, dass die Amplitudenzunahme im Mittel praktisch nur durch eine Steigerung des systolischen Druckes zustande kam, während der diastolische Druck im Mittel konstant war, im Einzelfall aber ein Ansteigen bzw. Absinken des diastolischen Druckes zu finden war.

HOLLMANN (39) bezog seine Blutdruckveränderungen während der Arbeit aber nicht auf den systolischen Ruhedruck, sondern mittelte für jede Belastungsstufe die absoluten Druckwerte seiner Versuchspersonen. Wenn wir nun unser eigenes Untersuchungsgut in der gleichen Art behandelten, so ergab sich auch bei uns (wie in Abb. 4 dargestellt) im Mittel nur ein Absinken des diastolischen Druckes von der 1. bis zur 11. Arbeitsminute um 10 mm Hg, jedoch ein Anstieg des systolischen Druckes für die gleiche Leistungszunahme von 33 mm Hg.

Da in unserem Fall der absolute Amplitudenzuwachs für beide Berechnungsarten mit 43 mm Hg beim Übergang von 1 auf 11 mkp/sec gleich war, nur bei der Reduktion der absoluten Blutdruckwerte auf den systolischen Ruhedruck das Absinken des diastolischen Druckes aber deutlich vorhanden war, möchten wir annehmen, dass auch bei HOLLMANN (39) das Konstantbleiben des diastolischen Druckes durch die Mittelwertsbildung von Personen mit unterschiedlichem Ruheblutdruck rechnerisch vorgetäuscht wurde.

Um die Beziehungen zwischen Leistung und Blutdruckamplitude weiter zu klären, haben wir in Abbildung 5 für unser gesamtes Untersuchungsgut die mittlere Blutdruckamplitude in Abhängigkeit von der Arbeitsschwere aufgetragen. Ausserdem wurden in der Abbildung die entsprechenden Werte aus den Untersuchungen von HOLLMANN (39) an Erwachsenen und von KIRCHHOFF, REINDELL und HAUSWALDT (49) an Kindern der Reifestufe K bzw. an Jugendlichen der Reifestufe PR vermerkt.

Man erkennt in der Abbildung, dass die Blutdruckamplitude in unseren Untersuchungen bis zu einer Belastung von 5 mkp/sec linear ansteigt. Die Steilheit des Druckzuwachses je Belastungseinheit entsprach dabei praktisch den Werten, die HOLLMANN für grössere Belastungen an Erwachsenen ermittelte. Verlängert man

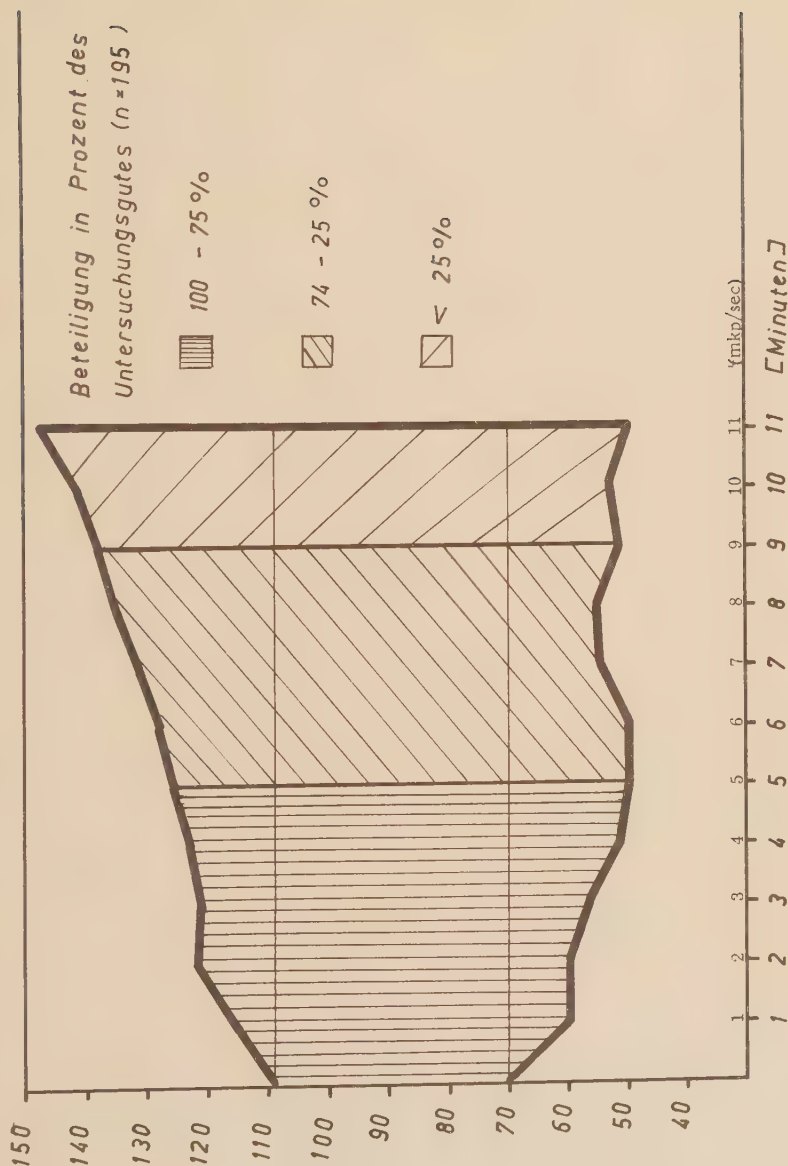


Abbildung 4: Mittlere absolute Blutdruckwerte der 195 unersuchten Jungen und Mädchen während kontinuierlich steigender Belastung.



Abbildung 5: Mittlere Blutdruckamplitude in Abhängigkeit von der Belastung.

nämlich die Regressionslinien für die Blutdruckamplitude bei Belastungen zwischen 1 und 5 mkp/sec über den letztgenannten Wert hinaus, so entspricht der Verlauf dieser Linie praktisch dem von HOLLMANN ermittelten Verlauf des Amplitudenzuwachses bei höheren Belastungen.

Bei Leistungen von mehr als 5 mkp/sec wichen die von uns ermittelten Werte etwas von diesem Verlauf ab. Zwar war die Steilheit des Ansteigens gleich, doch fand ab einer Belastung von 7 mkp/sec eine gewisse Parallelverschiebung statt, so dass die Amplitude jeweils etwa um 15 mm Hg unter den sonst zu erwartenden Werten lag. Diese Besonderheit dürfte dadurch bedingt sein, dass nach einer Belastung von 5 mkp/sec die Zahl derer, welche bei dieser Belastung noch arbeiten konnten, immer kleiner wurde und ab einer Leistung von 7 mkp/sec weniger als 50 % des gesamten Untersuchungsgutes umfasste.

Vergleicht man schliesslich noch die von uns bzw. HOLLMANN ermittelten Befunde mit den Beobachtungen von KIRCHHOFF, REINDELL und HAUSWALDT (49), so zeigt sich, dass die von diesen Autoren gemessenen Blutdruckamplituden bei jeder Belastungsstufe deutlich unter den von uns ermittelten Werten lagen. Diese Unterschiede dürften sich daraus erklären, dass KIRCHHOFF, REINDELL und HAUSWALDT im Gegensatz zu unseren eigenen Untersuchungen einen kontinuierlichen Anstieg des diastolischen Blutdruckes beobachteten. Ob dieses Verhalten dadurch bedingt ist, dass KIRCHHOFF, REINDELL und HAUSWALDT ihre Arbeitsversuche in liegender Stellung ausführen liessen oder ob hier Unterschiede in der Kriterienbestimmung für den diastolischen Druck vorliegen, kann leider nicht entschieden werden.

Auf Grund der von uns und HOLLMANN (39) ermittelten Befunde ist damit die Blutdruckamplitude bei Arbeit nicht vom Lebensalter oder der körperlichen Leistungsfähigkeit sondern im wesentlichen von der Arbeitsschwere abhängig. Die Beziehung zwischen Leistung und Blutdruckamplitude folgte dabei zwischen 1 und 5 mkp/sec der Gleichung

$$y = 50,75 + 5,0 \cdot x$$

d.h. in unseren Versuchen nahm die Blutdruckamplitude bei einem Leistungszuwachs um 1 mkp/sec im Mittel um 5 mm Hg zu.

b) Das Verhalten der Pulsfrequenz während kontinuierlich steigender Belastung

Während bei den von uns beobachteten Blutdruckveränderungen bei körperlicher Arbeit keine Abhängigkeit vom Lebensalter festgestellt werden konnte, zeigte das Verhalten der Pulsfrequenz deutliche altersspezifische Besonderheiten. In Übereinstimmung mit den Untersuchungen anderer Autoren (SCHNEIDER und CRAMPTON (90), NÖCKER und BÖHLAU (71), RUTENFRANZ und HETTINGER(83))

fanden wir nämlich bei unseren jüngeren Kindern für die gleiche Leistung grössere Pulsfrequenzsteigerungen als bei den Jugendlichen.

Um diese altersbedingten Unterschiede klar zur Darstellung zu bringen haben wir in Abbildung 6 die Pulsfrequenzveränderungen auf den Ruhepuls während des Sitzens auf dem Fahrradergometer bezogen. Wie man in der Abbildung erkennt, stieg die Pulsfrequenz bei Übergang von Ruhe zur Arbeit, also in der ersten Arbeitsminute, besonders stark an. Diese erste Steigerung der Pulsfrequenz hatte eine Grössenordnung von 10 - 20 Schlägen über dem Ruhepuls. Sie war im Mittel umso grösser, je jünger die Kinder waren. In gleichen Altersstufen wiesen die Mädchen ausserdem grössere Pulserhöhungen auf als die Jungen, allerdings war die Differenz nicht sehr gross. In den folgenden Arbeitsminuten nahm die Pulsfrequenz dann linear mit der Leistung zu, doch zeigte die Steilheit des Pulsanstieges deutliche alters- und geschlechtsspezifische Unterschiede.

Um uns einen ersten Überblick darüber zu verschaffen, inwieweit die beobachteten Unterschiede in der Zunahme der Pulsfrequenz über den Ruhepuls eine statistische Signifikanz aufwiesen, haben wir das Verhalten der Pulsfrequenz in den einzelnen Altersstufen wiederum während der 4. Arbeitsminute aus den oben näher erläuterten Gründen miteinander verglichen. Dabei wurden die Mittelwertsunterschiede mit Hilfe der t-Funktion auf ihre statistische Signifikanz überprüft.

Wie die Tabelle 7 zeigt, waren die vorher beschriebenen Alters- und Geschlechtsunterschiede im Pulsverhalten auch bei einer Belastung von 4 mkp/sec in typischer Weise vorhanden. So lag die Pulsfrequenz bei den 10 jährigen Jungen um 35 Schläge, bei den 14 jährigen um 25 Schläge und bei den 18 jährigen nur noch um 15 Schläge über dem Ruhepuls.

Dieser Abfall der Pulsfrequenz vollzog sich dabei im wesentlichen zwischen dem 12. und 16. Lebensjahr. Während die Arbeitspulsfrequenz zwischen dem 10. und 12. Lebensjahr keinen "signifikanten" Unterschied aufwies, bestand zwischen den Werten im 12. und 14. Lebensjahr ein "wahrscheinlich signifikanter" Unterschied, zwischen der Pulsfrequenz im 14. und 16. Lebensjahr sogar ein "sehr signifikanter" Unterschied. Zwischen dem 16. und 18. Lebensjahr wies das Pulsverhalten keine signifikanten Unterschiede auf.

Auch bei den Mädchen fiel die Arbeitspulsfrequenz von 39 Schlägen im 10. Lebensjahr auf 33 Schläge im 14. und 22 Schläge im 18. Lebensjahr ab. Hier vollzog sich der Abfall der Pulsfrequenz in der Hauptsache zwischen dem 14. und 16. Lebensjahr. Nur zwischen diesen beiden Altersgruppen wies das Pulsverhalten einen "sehr signifikanten" Mittelwertsunterschied auf. Zwischen den übrigen Altersgruppen bestanden keine signifikanten Unterschiede.

Vergleicht man schliesslich die Arbeitspulsfrequenz während einer Belastung von 4 mkp/sec bei gleichen Altersgruppen für beide Geschlechter, so zeigt sich, dass

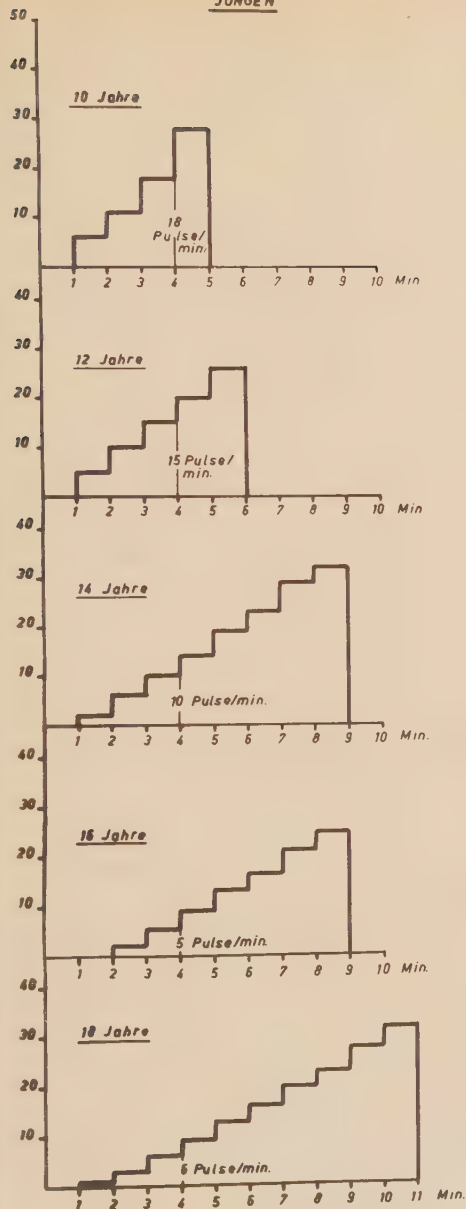
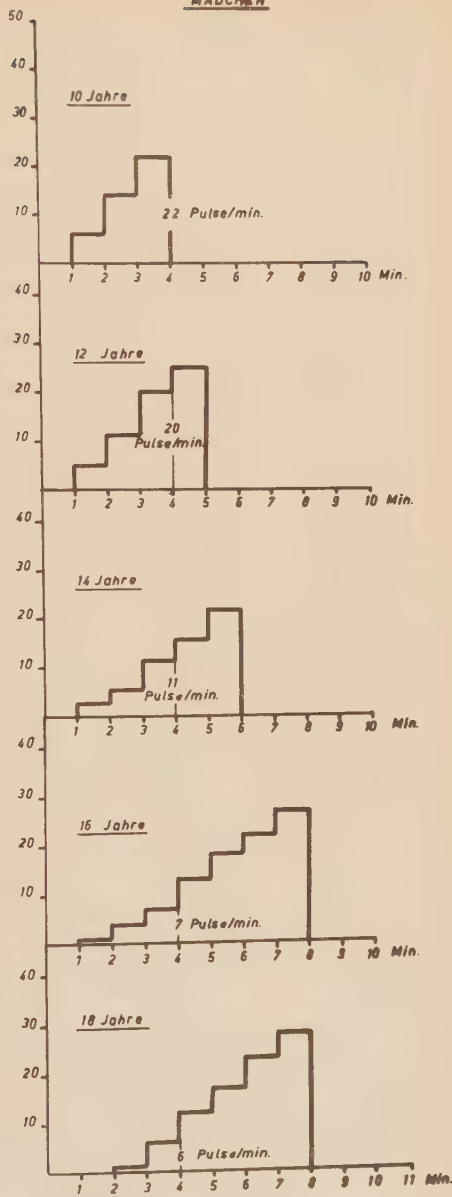
JUNGENMÄDCHEN

Abbildung 6: Mittlerer Anstieg der Pulsfrequenz während kontinuierlich steigender Belastung in verschiedenen Altersstufen (Ausgangspulsfrequenz = Pulsfrequenz während einer Belastung von 1 mkp/sec).

Mittlerer Anstieg der Pulsfrequenz bei einer Belastung von 4 mkp/sec über den Ausgangswert während Ruhe im Sitzen in verschiedenen Altersgruppen
(Prüfung der Mittelwertsunterschiede mit Hilfe der t-Funktion)

TABELLE 7

	10 Jahre			Diff. 10:12			12 Jahre			Diff. 12:14			14 Jahre			Diff. 14:16			16 Jahre			Diff. 16:18			18 Jahre			Diff. 10:18		
	AM	$\bar{\sigma}$	n				AM	$\bar{\sigma}$	n				AM	$\bar{\sigma}$	n				AM	$\bar{\sigma}$	n				AM	$\bar{\sigma}$	n			
♂	35	11,2	17	(4)			31	11,1	18	(6) ^x		25	6,73	20	(11) ^{xx}				14	5,55	19	(1)			15	6,39	20			
Differenz ♂ : +	(4, 0)						(9, 0) ^x						8, 0 ^x						7, 0 ^{xx}						7, 0 ^x					
♀ +	39	4,84	16	(1)			40	13	18	(7)		33	11,5	19	12 ^{xx}				21	5,22	20	(1)			22	5,96	20			

() = nicht signifikant
 ()^x = wahrscheinlich signifikant
 x = signifikant
 xx = sehr signifikant

die Pulsfrequenz bei den Mädchen im Mittel jeweils höher lag. Allerdings war dieser Mittelwertsunterschied bei den 10 jährigen Kindern noch nicht signifikant. Erst ab dem 12. Lebensjahr fand sich ein "wahrscheinlich signifikanter" Unterschied und jenseits des 14. Lebensjahres waren die Mittelwertsdifferenzen "signifikant" oder sogar "sehr signifikant".

Diese Beschreibung der Pulsfrequenz bei einer Belastung von 4 mkp/sec gibt das aus anderen Untersuchungen bekannte Pulsverhalten in Abhängigkeit von der Leistung für die verschiedenen Alters- und Geschlechtsgruppen jedoch nicht in charakteristischer Weise wieder. Wesentlich für das Pulsverhalten bei Arbeit ist nämlich die Steilheit des Pulsanstiegens bei steigender Belastung, nicht aber die absolute Höhe der Pulsfrequenz. Durch den abrupten Übergang von Ruhe zu Arbeit tritt aber zunächst eine überschüssende Steigerung der Pulsfrequenz auf. Dieser erste Anstieg der Pulsfrequenz dürfte jedoch durch psychische Faktoren mitverursacht werden.

Dies erkennt man etwa daran, dass die Pulsfrequenz in der 2. Arbeitsminute trotz steigender Belastung in einigen Altersgruppen im Mittel gleichblieb oder sogar etwas absank. Diese psychogene Überhöhung der Pulsfrequenz am Arbeitsanfang hängt damit zusammen, dass die Kinder und Jugendlichen mit Beginn der Versuche unter einer erhöhten psychischen Anspannung standen, die zu leistende Arbeit aber noch sehr klein war. Solche Situationen führen aber nach Untersuchungen von BARTENWERFER (2), RUTENFRANZ (81) und RUTENFRANZ und Mitarbeiter (82) zu psychisch bedingten Steigerungen der Pulsfrequenz. Diese Störungen lassen sich umgehen, wenn man, wie RUTENFRANZ und HETTINGER (83) gezeigt haben, die Kinder vor Beginn des Arbeitsversuches mehrere Minuten lang mit einer Belastung von 0 mkp/sec arbeiten lässt.

Will man diese Störungen infolge psychogener Pulsfrequenzüberhöhungen rechnerisch ausschalten, so empfiehlt es sich, die Pulsfrequenz in den einzelnen Arbeitsminuten auf den Wert in der 1. Arbeitsminute zu beziehen und zur Charakterisierung der Steilheit des Pulsfrequenzanstieges in den einzelnen Altersgruppen den Regressionskoeffizienten zwischen Leistung und Arbeitspulsfrequenz zu berechnen, der von E. A. MÜLLER (66) als Leistungspulsindex bezeichnet wurde. Dieser Regressionskoeffizient fiel bei den von uns untersuchten Buben von 7,4 im 10. Lebensjahr auf 4,3 im 14. und auf 3,4 im 18. Lebensjahr ab. Bei den Mädchen beobachteten wir im 10. Lebensjahr einen Wert von 7,6, im 14. Lebensjahr einen solchen von 5,9 und im 18. Lebensjahr einen Koeffizienten von 5,1.

Diese Indexwerte, welche die Pulsfrequenzerhöhung je Leistungszunahme um 1 mkp/sec kennzeichnen, machten also deutlich, dass die 10 jährigen Jungen für die gleiche Leistungszunahme eine mehr als 2 mal so grosse Pulsfrequenzsteigerung ausführen mussten als die 18 jährigen. Ab der Praepubertät wiesen die Mädchen wiederum einen steileren Pulsanstieg auf als die gleichaltrigen Jungen.

Diese von uns beobachteten Leistungspulsindices für die verschiedenen Altersgruppen stimmen bemerkenswerterweise in grosser Annäherung mit den von RUTENFRANZ und HETTINGER (83) ermittelten entsprechenden Werten überein.

Diese Befunde machen deutlich, dass sich das unterschiedliche Leistungsverhalten verschiedener Alters- oder Geschlechtsgruppen wohl durch die Beobachtung der Pulsfrequenz aber nicht durch die Bestimmung des Blutdruckes allein charakterisieren lässt. Aus diesem Grunde war zu prüfen, ob die Kombination zwischen Blutdruck- und Pulsfrequenzmessungen (im Sinne der Bestimmung des Amplitudenfrequenzproduktes) einen wesentlichen Fortschritt für die Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit in verschiedenen Lebensaltern gegenüber der alleinigen Bestimmung der Arbeitspulsfrequenz bot.

c) Das Verhalten des Amplitudenfrequenzproduktes bei kontinuierlich steigender Belastung

Da wir in unseren Untersuchungen keine signifikanten Amplitudenunterschiede, wohl aber charakteristische Differenzen bezüglich der Pulsfrequenz zwischen den einzelnen Alters- und Geschlechtsgruppen fanden, war zu erwarten, dass die Veränderungen des Amplitudenfrequenzproduktes im wesentlichen vom Verhalten der Pulsfrequenz bestimmt sein würden.

Wie die Abbildung 7 zeigt, traf dies auf den ersten Blick insofern zu, als das Amplitudenfrequenzprodukt in allen Altersgruppen im Mittel linear mit der Leistung zunahm, der Anstiegsgradient aber, wie die Pulsfrequenz, deutliche alters- und geschlechtsspezifische Unterschiede aufwies.

Da das Amplitudenfrequenzprodukt in Ruhe bei allen Altersgruppen zwischen 3000 und 4000 lag, traten die alterskonstitutionellen Besonderheiten während des Arbeitsversuches sehr deutlich zu Tage. So erkennt man in der Abbildung 7, dass die Zunahme des Amplitudenfrequenzproduktes während der 1. Arbeitsminute in fast allen Altersgruppen überdurchschnittlich gross war, was sich aus dem vorher näher beschriebenen Verhalten der Pulsfrequenz innerhalb dieses Arbeitsabschnittes zwanglos erklärt. In den folgenden Arbeitsminuten, d.h. mit zunehmender Belastung, stieg das Amplitudenfrequenzprodukt um so steiler an, je jünger die Kinder waren. In gleichen Altersgruppen nahm das Amplitudenfrequenzprodukt unter wachsender Belastung bei den Mädchen schneller zu als bei den Jungen. Allerdings gibt die Abbildung 7 den mittleren Anstiegverlauf in den verschiedenen Gruppen nicht ganz richtig wieder. Entsprechend unserer Versuchsanordnung wurde die Arbeit am Fahrradergometer jeweils dann beendet, wenn das Amplitudenfrequenzprodukt den Wert 10 000 erreichte, was für den Einzelnen zweifellos meist einen echten Grenzwert darstellte. Da somit die leistungsfähigen Kinder einer Altersgruppe noch bei höheren Belastungen arbeiten konnten als die leistungsschwächeren, wurde der Kurvenverlauf in den letzten Arbeitsminuten, d.h. wäh-

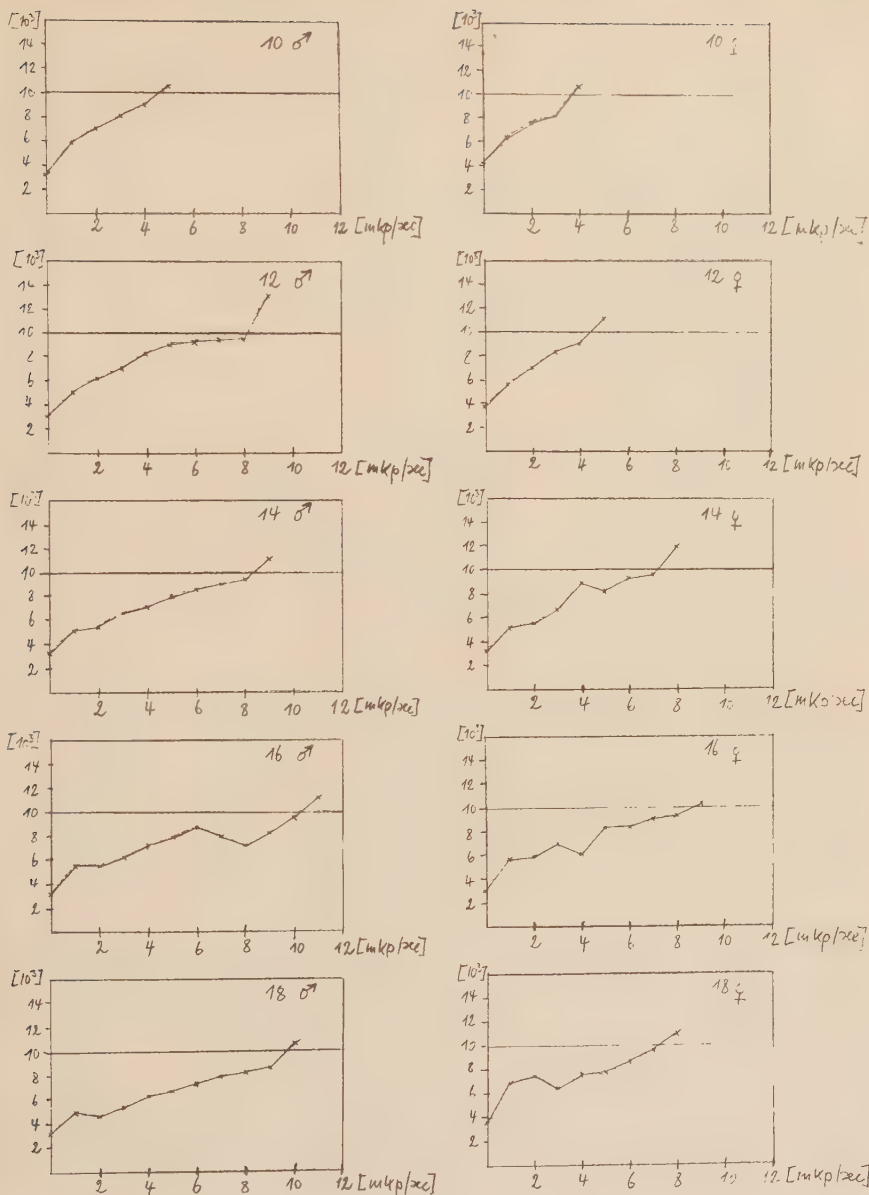


Abbildung 7: Veränderungen des Amplitudenfrequenzproduktes während kontinuierlich steigender Belastung in verschiedenen Altersstufen.

rend höherer Belastung praktisch von den besonders leistungsfähigen Kindern bestimmt. Auf diese Weise entstand der unruhige Kurvenverlauf des Amplitudenfrequenzproduktes in manchen Altersgruppen.

Diese durch die Versuchsanordnung mitbedingte Besonderheit erklärt weiter, warum die mittlere Belastungshöhe, bei der ein bestimmtes Grenz-Amplitudenfrequenzprodukt in einer Altersgruppe erreicht wurde, nicht unmittelbar aus der Abbildung abgelesen werden kann. Greift man beispielsweise eine Grenzamplitude von 10 000 heraus und vergleicht die in der Abbildung 7 abzulesenden Werte mit den in Tabelle 8 angegebenen Leistungen, bei denen diese Grenzamplitude in den einzelnen Altersgruppen erreicht wurde, so ergeben sich systematische Abweichungen. Wie auf Grund statistischer Überlegungen zu erwarten war, liegen die in der Abbildung 7 abzulesenden Grenzwerte im allgemeinen um 1-2 mkp/sec über den entsprechenden arithmetischen Mitteln.

Um uns einen ersten Einblick in die altersbedingten Unterschiede des Amplitudenfrequenzproduktes zu verschaffen, haben wir darum zunächst wieder die Werte des 4. Arbeitsminute, also bei einer Belastung von 4 mkp/sec, miteinander verglichen. Wie die Tabelle 8 zeigt, nahm das bei einer Belastung von 4 mkp/sec erreichte Amplitudenfrequenzprodukt bei den Jungen mit zunehmendem Lebensalter kontinuierlich ab. Die Streuungen waren jedoch so gross und die Differenzierung zwischen benachbarten Altersgruppen so gering, dass mit Hilfe der t-Funktion keine signifikanten Altersunterschiede nachzuweisen waren.

Ähnliche Verhältnisse fanden sich bei den Mädchen. Allerdings bestand hier zwischen dem Amplitudenfrequenzprodukt im 14. und 16. Lebensjahr ein sehr signifikanter Unterschied, da bei den 16 jährigen Mädchen in der 4. Arbeitsminute ein besonders niedriges Amplitudenfrequenzprodukt beobachtet wurde. Zwischen gleichen Altersgruppen konnten wir nur im 14. und 18. Lebensjahr "wahrscheinlich signifikante" geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich des Amplitudenfrequenzproduktes feststellen.

Schliesslich prüften wir noch, ob zwischen dem mittleren Amplitudenfrequenzprodukt während einer Belastung von 4 mkp/sec im 10. und 18. Lebensjahr signifikante Differenzen vorhanden waren. Es zeigte sich, dass dieser Mittelwertsunterschied bei den Jungen "sehr signifikant", bei den Mädchen aber "wahrscheinlich signifikant" war.

Da das Verhalten des Amplitudenfrequenzproduktes bei Arbeit somit zwar deutliche Unterschiede zwischen jüngeren und älteren Personen aufwies, jedoch nur ungenügende Differenzierungen zwischen benachbarten Altersgruppen zuließ, werten wir unsere Befunde noch nach anderen Gesichtspunkten aus.

Wie wir bereits bei der Beschreibung der Blutdruckveränderungen während körper-

Mittlere Amplitudenfrequenzprodukte bei einer Belastung von 4 mkp/sec
in verschiedenen Altersstufen
(Prüfung der Mittelwertsunterschiede mit Hilfe der t-Funktion)

TABELLE 8

	10 Jahre		Diff. 10:12	12 Jahre		Diff. 12:14	14 Jahre		Diff. 14:16	16 Jahre		Diff. 16:18	18 Jahre		Diff. 10:18
	AM	♂	n	AM	♂	n	AM	♂	n	AM	♂	n	AM	♂	n
♂	9140	2700	14	8260	3100	19	7050	1800	20	6740	2500	19	6290	1500	19
			(880)			(1210)			(310)			(450)			2850 ^x
Differenz ♂ : +	(1200)			(700)			(1880)			(50)			(1320)		
o +	AM	♂	n	AM	♂	n	AM	♂	n	AM	♂	n	AM	♂	n
	10340	3300	12	8960	2100	13	8930	2600	17	6690	1500	18	7610	1800	19
			(1380)			(30)			(2240)			(920)			(2730) ^x

() = nicht signifikant
()^x = wahrscheinlich signifikant
()^x = signifikant
xx = sehr signifikant

licher Arbeit zeigen konnten, ist es notwendig beim Vergleich verschiedener Altersgruppen die Niveauunterschiede des Ausgangsblutdruckes möglichst sorgfältig zu eliminieren.

Ein solches Vorgehen erscheint bei Beurteilung des Amplitudenfrequenzproduktes zwar auf den ersten Blick nicht notwendig, da die Amplitude als solche bereits von der absoluten Blutdruckgrösse unabhängig ist. LILJESTRAND und ZANDER (57) haben aber besonders darauf aufmerksam gemacht, dass man auch bei Beurteilung einer Blutdruckamplitude den arteriellen Mitteldruck berücksichtigen sollte. Aus diesem Grunde haben sie vorgeschlagen, bei Berechnung des Amplitudenfrequenzproduktes die Blutdruckamplitude vorher auf den arithmetischen Mitteldruck zu reduzieren. Auf diese Weise erreicht man im Sinne der Statistik eine gewisse "Wägung" der Amplitude, wobei Amplituden bei einem Mitteldruck über 100 mm Hg kleiner, solche bei einem Mitteldruck unter 100 mm Hg grösser werden. LILJESTRAND und ZANDER verstehen dabei unter Mitteldruck das arithmetische Mittel aus systolischem und diastolischem Blutdruck.

Diese Reduzierung der Amplitude müsste damit unserem Untersuchungsgut insofern zugute kommen, als es möglicherweise eine stärkere Differenzierung benachbarter Altersgruppen erlauben könnte. Aus diesem Grunde haben wir für alle untersuchten Kinder das reduzierte Amplitudenfrequenzprodukt (= reduziertes AFP) für die verschiedenen Belastungsstufen berechnet und die mittleren Verläufe der einzelnen Altersgruppen in Abbildung 8 dargestellt.

Ein Vergleich der Abbildung 7 und Abbildung 8 lässt erkennen, dass auch das reduzierte AFP mit steigender Belastung grundsätzlich linear anwächst. Die Steilheit des Anstieges war in unserem Untersuchungsgut aber in den jüngeren Altersgruppen grösser als beim einfachen Amplitudenfrequenzprodukt, während die Kurvenverläufe in den älteren Altersgruppen für das einfache Amplitudenfrequenzprodukt und das reduzierte Amplitudenfrequenzprodukt identische waren.

Um nun zu prüfen, inwieweit das reduzierte AFP günstigere Differenzierungen der körperlichen Leistungsfähigkeit erlaubt als das einfache AFP, haben wir in Tabelle 9 wiederum die Verhältnisse bei einer Belastung von 4 mkp/sec näher analysiert. Beim Vergleich der Tabelle 8 und 9 fällt zunächst auf, dass die Differenzen zwischen den Extremgruppen bei Berücksichtigung des reduzierten AFP sehr viel grösser geworden sind. So bestand bei den Buben zwischen dem 10. und 18. Lebensjahr für das einfache AFP eine Differenz von 2 850, bei den Mädchen von 2 730. Das reduzierte Amplitudenfrequenzprodukt wies aber für die gleichen Altersgruppen bei den Jungen einen Wert von 5 870, bei den Mädchen von 9 780 auf. Allerdings nahm gleichzeitig mit dieser Differenzzunahme die Streuung vor allem in den niedrigeren Altersgruppen recht erheblich zu.

Prüft man darum die Mittelwertsunterschiede benachbarter Altersgruppe mit Hilfe

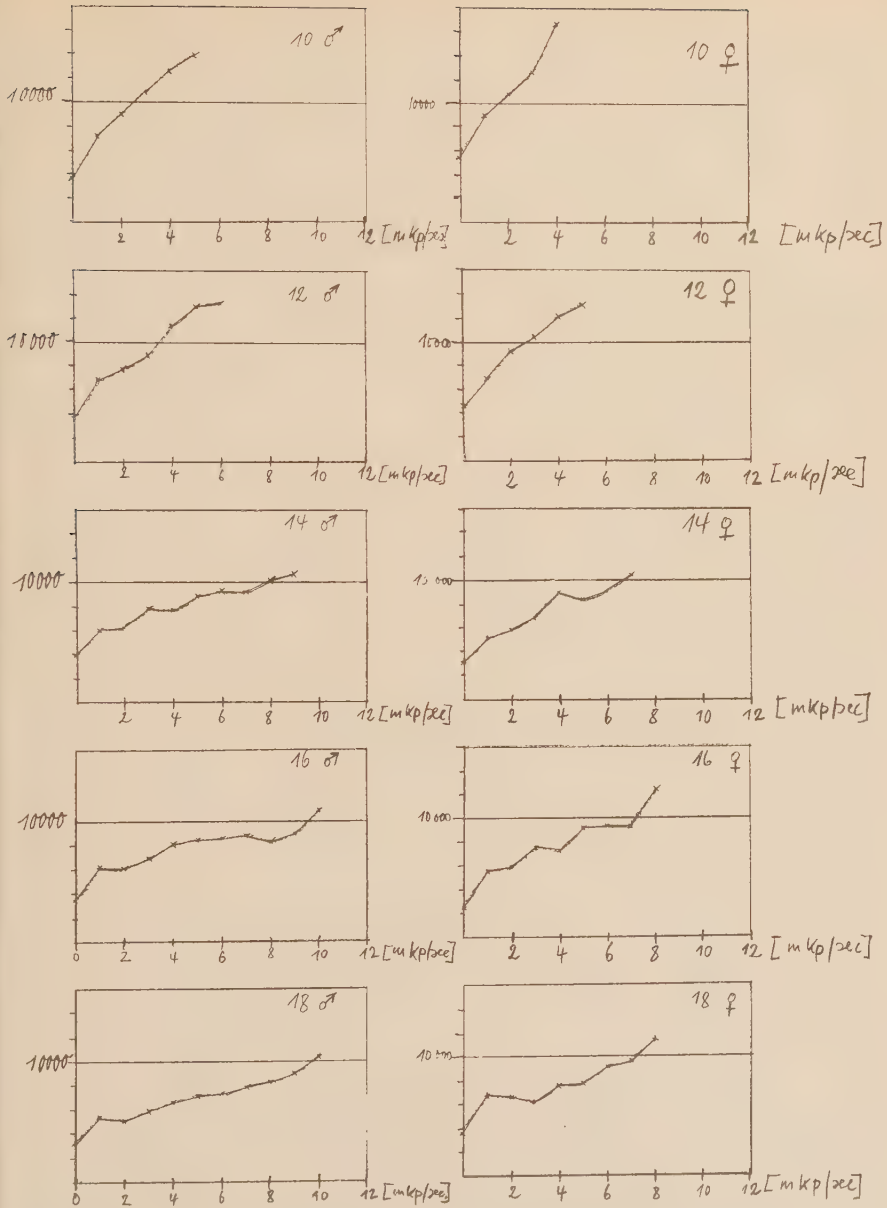


Abbildung 8: Veränderungen des reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes während kontinuierlich steigender Belastung in verschiedenen Altersstufen.

Mittlere reduzierte Amplitudenfrequenzprodukte bei einer Belastung von 4 mkp/sec
in verschiedenen Altersstufen
(Prüfung der Mittelwertsunterschiede mit Hilfe der t-Funktion)

TABELLE 9

	10 Jahre			12 Jahre			14 Jahre			16 Jahre			18 Jahre			Diff. 10:18
	AM	σ	n	AM	σ	n	AM	σ	n	AM	σ	n	AM	σ	n	
♂	12420	6600	14	11820	500	18	8100	3800	20	8340	4100	18	6550	1900	19	5870
			600			3920 ^x						240			(1790)	
Diff. ♂ _o +	(4710) ^x			(380)			(2380) ^x			(960)			(1160)			
	AM	σ	n	AM	σ	n	AM	σ	n	AM	σ	n	AM	σ	n	
o +	17130	6000	14	12200	6000	15	10480	4800	17	7400	2400	20	7650	3900	19	9480
			(4970) ^x			(1720)						(3100) ^x			250	

() = nicht signifikant

()^x = wahrscheinlich signifikant

x = signifikant

xx = sehr signifikant

der t-Funktion auf ihre Signifikanz, so ergeben sich gegenüber den Verhältnissen beim einfachen AFP nur wenige Änderungen. Immerhin fällt auf, dass im Gegensatz zum einfachen AFP sowohl bei den Jungen als auch bei den Mädchen zwischen der ältesten und jüngsten Altersgruppe "sehr signifikante" Unterschiede zu verzeichnen waren. Diese signifikante Differenz kam bei den Jungen im wesentlichen durch den signifikanten Unterschied des reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes zwischen dem 12. und 14. Lebensjahr zustande. Bei den Mädchen verteilte sich der Abfall des reduzierten AFP auf mehrere Altersgruppen. Hier bestand zwischen dem 10. und 12. sowie zwischen dem 14. und 16. Lebensjahr jeweils ein "wahrscheinlich signifikanter" Mittelwertsunterschied. Systematische Geschlechtsunterschiede bestanden auch beim reduzierten AFP nicht. Nur im 10. und 14. Lebensjahr war das reduzierte Amplitudenfrequenzprodukt für eine Belastung von 4 mkp/sec bei den Mädchen "wahrscheinlich signifikant" grösser als bei den Jungen.

Wie eingangs geschildert wurde, basiert nun die Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit mit Hilfe des Grenz-Amplitudenfrequenzproduktes auf der Annahme, dass der leistungsfähigere Organismus ein bestimmtes, willkürlich festlegbares Herzminutenvolumen bei einer geringeren Belastung erreicht als der leistungsschwache, wobei das AFP, etwa von LEHMANN und MICHAELIS (54), als hinreichend genaue Schätzung des Minutenvolumens angesehen wurde. Nun konnten aber schon LILJESTRAND und ZANDER (57) bei ihren vergleichenden Untersuchungen zeigen, dass gleichgrosse Amplitudenfrequenzprodukte bzw. reduzierte AFP verschiedener Personen nicht demselben Minutenvolumen zu entsprechen brauchen, was sich aus den verschiedenen Faktoren, von denen die Grösse der Blutdruckamplitude neben der ausgeworfenen Blutmenge noch abhängt, leicht verstehen lässt.

Bemerkenswerterweise fanden aber LILJESTRAND und ZANDER, dass bei Arbeit die prozentuale Steigerung des reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes über den Ruhewert sehr genau mit der prozentualen Steigerung des Herzminutenvolumens (welches sie mit einer Fremdgasmethode ermittelten) übereinstimmte. Unter zu Grundlegung dieser Experimente könnte darum die prozentuale Steigerung des reduzierten AFP durch die gleiche Arbeit als ein relatives Mass für Herzminutenvolumen-Veränderungen in verschiedenen Lebensaltern angesehen werden.

Um auch diese Frage noch weiter zu verfolgen, haben wir bei allen Kindern die prozentualen Veränderungen des reduzierten AFP für die verschiedenen Belastungsstufen berechnet und die mittleren Verläufe der einzelnen Altersgruppen in Abbildung 9 dargestellt. Diese Abbildung lässt erkennen, dass die mittleren prozentualen Zunahmen des reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes gegenüber dem Ruhewert im allgemeinen linear mit ansteigender Leistung erfolgten. Der mittlere prozentuale Anstieg des reduzierten AFP war im übrigen wiederum bei den

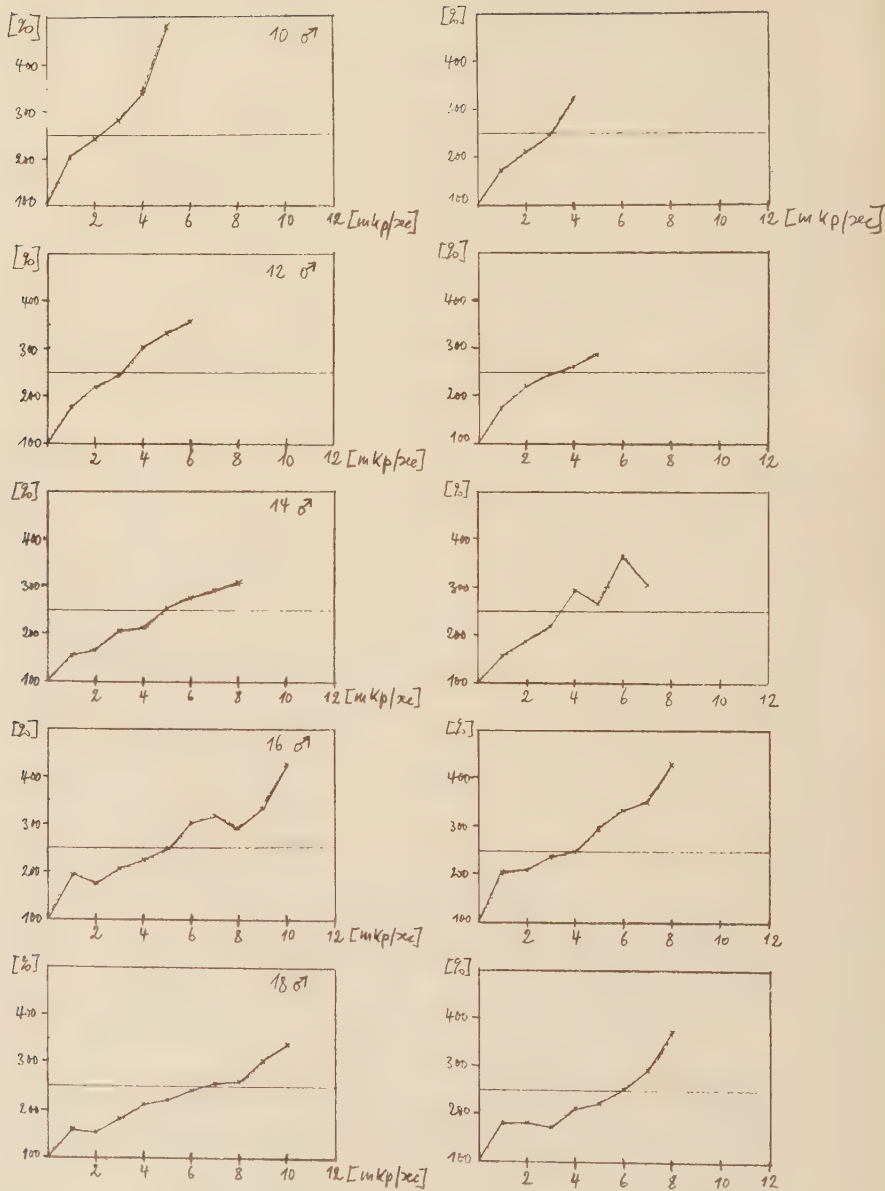


Abbildung 9: Prozentuale Veränderungen des reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes während kontinuierlich steigender Belastung in verschiedenen Altersstufen.

Mädchen steiler als bei den Jungen und bei jüngeren Kindern steiler als bei den Jugendlichen.

In Tabelle 10 haben wir die mittlere prozentuale Steigerung des reduzierten AFP gegenüber dem Ruhewert während einer Belastung von 4 mkp/sec für die einzelnen Altersgruppen aufgeführt. Die statistische Beurteilung von Mittelwertsdifferenzen erfolgte wieder mit Hilfe der t-Funktion. Man erkennt, dass die ältere Gruppe der Jugendlichen bei beiden Geschlechtern eine "sehr signifikante" geringere prozentuale Zunahme des reduzierten AFP für die gleiche Belastung aufwies als die jüngsten Kinder. Im übrigen bestanden zwischen benachbarten Altersgruppen nur in Einzelfällen signifikante Unterschiede, so dass gegenüber den anderen Formen der AFP-Berechnung keine wesentlichen Änderungen zu verzeichnen waren.

Überblickt man die Veränderungen verschiedener Modifikationen des Amplitudenfrequenzproduktes bei Arbeit im Zusammenhang, so zeigt sich, dass die von einigen Autoren auf Grund von Einzelbeobachtungen vorgeschlagenen Umrechnungen bei Berücksichtigung eines grösseren Kollektivs keine praktische Bedeutung für den grundsätzlichen Kurvenverlauf besitzen. Alle AFP-Modifikationen liessen aber Alters- und Geschlechtsabhängigkeiten erkennen, so dass zu prüfen war, inwieweit bestimmte Amplitudenfrequenz-Produkt-Grenzwerte zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit von Kindern und Jugendlichen geeignet sind.

d) Die Abhängigkeit verschiedener Grenz-Amplitudenfrequenzprodukte von Lebensalter, Geschlecht und körperlicher Entwicklung

Die Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit kann grundsätzlich mit sehr unterschiedlichen Methoden vorgenommen werden. Je nach der Fragestellung, die im Vordergrund steht, wird man dabei Proben wählen, welche isolierte oder komplexe Funktionen des Organismus beanspruchen. Will man aber die wachstumsabhängigen Änderungen der körperlichen Leistungsfähigkeit untersuchen, so empfiehlt es sich, möglichst zentrale Funktionen wie etwa Atem- oder Kreislaufgrössen heranzuziehen, die eine Beurteilung der Leistungsfähigkeit des Gesamtorganismus erlauben.

Die Untersuchung der körperlichen Leistungsfähigkeit mit Hilfe von Arbeitsversuchen wurde früher vielfach so durchgeführt, dass man das subjektive Arbeitsmaximum als Mass der Leistungsfähigkeit benutzte. Gerade bei der Untersuchung von Kindern und Jugendlichen lässt sich jedoch ein solches Verfahren nicht anwenden. Kinder brechen nämlich die Arbeit ab, sobald sie ihnen zu schwer wird und sie die Lust daran verlieren. Jugendliche lassen sich dagegen durch Weckung des Ehrgeizes nur zu leicht im Arbeitsversuch überfordern.

Auf Grund dieser Erfahrungen haben schon LEHMANN und MICHAELIS (54) vorgeschlagen, die Grenze des subjektiven Arbeitsmaximums durch irgend einen physio-

Mittlere prozentuale Steigerung des reduzierten Amplitudenfrequenzproduktes gegenüber dem Ruhewert während einer Belastung von 4 mkp/sec in verschiedenen Altersstufen
(Prüfung der Mittelwertsunterschiede mit Hilfe der t-Funktion)

TABELLE 10

	10 Jahre			Diff. 10:12	12 Jahre			Diff. 12:14	14 Jahre			Diff. 14:16	16 Jahre			Diff. 16:18	18 Jahre			Diff. 10:18
	AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n	
♂	339	132	14	(17, 5)	322	107	17	113, 5 ^x	208	90	18	(34, 8)	174	90	17	(16, 3)	190	41	18	xx 149
Diff. ♂ : +	(20, 5)				(22)				(66, 5)				80, 3 ^x				(13, 9)			
o +	AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n		AM	♂	n	
	319	158	13	(19)	300	168	14	(25)	275	125	16	(21)	254	65	20	(50, 1) ^x	204	58	19	xx 115

() = nicht signifikant
 ()^x = wahrscheinlich signifikant
 x = signifikant
 xx = sehr signifikant

logischen Grenzwert zu ersetzen, der für jede Funktionsprobe mehr oder weniger willkürlich festgelegt werden kann. So benutzten sie bei ihren Untersuchungen die Zeit, welche bei steigender Belastung bis zum Auftreten des Grenz-Amplitudenfrequenzproduktes 10 000 von den einzelnen Probanden benötigt wurde.

Bei unseren Untersuchungen haben wir die Versuchsanordnung von LEHMANN und MICHAELIS insofern modifiziert, als wir durch Verwendung des Fahrradergometers von E. A. MÜLLER (67) zusammen mit der Zeitspanne gleichzeitig diejenige Belastung in mkp/sec bestimmten, bei der ein AFP von 10 000 auftrat. Dieses Grenz-Amplitudenfrequenzprodukt haben wir bei allen Kindern und Jugendlichen ermittelt. Ausserdem bestimmten wir noch, bei welcher Belastung das reduzierte Amplitudenfrequenzprodukt den Wert 10 000 und bei welcher Leistung eine Steigerung des reduzierten AFP auf 250 % des Ruhewertes auftrat.

Diese mittleren Grenz-Amplitudenfrequenzprodukt wurden für die einzelnen Altersklassen in den Tabellen 11 - 14 aufgeführt. In der Tabelle 11 erkennt man, dass die Belastung in mkp/sec, bei der ein Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 auftrat, um so niedriger war, je jünger die Kinder waren. In gleichen Altersgruppen lag die Leistung, unter der dieses Grenz-Amplitudenfrequenzprodukt erreicht wurde, bei den Mädchen tiefer als bei den Jungen.

Die statistische Beurteilung dieses Befundes mit Hilfe der t-Funktion ergab, dass bei den Jungen die Mittelwertsdifferenz zwischen dem 10. und 12. bzw. zwischen dem 12. und 14. Lebensjahr "wahrscheinlich signifikant" war. Zwischen dem 16. und 18. Lebensjahr bestand sogar eine "signifikante" Mittelwertsdifferenz.

Bei den Mädchen konnten wir nur zwischen dem 12. und 14. Lebensjahr eine "sehr signifikante" Mittelwertsdifferenz feststellen. In den übrigen benachbarten Altersgruppen traten keine signifikanten Unterschiede auf.

Aus diesem Grunde prüften wir bei Jungen und Mädchen noch die Differenzen zwischen dem 10. und 14., 14. und 18. sowie dem 10. und 18. Lebensjahr auf ihre Zufallswahrscheinlichkeit. Dabei zeigte sich, dass bei beiden Geschlechtern für dieses Grenz-Amplitudenfrequenzprodukt "sehr signifikante" Unterschiede zwischen der jüngsten und der ältesten Gruppe vorhanden waren.

Im einzelnen fanden wir bei den Jungen zwischen dem 10. und 14. sowie zwischen dem 14. und 18. Lebensjahr einen "sehr signifikanten" Mittelwertsunterschied. Die Mädchen wiesen nur zwischen dem 10. und 14. Lebensjahr eine "sehr signifikante" Differenz auf, während zwischen dem 14. und 18. Lebensjahr nur ein "wahrscheinlich signifikanter" Unterschied von uns beobachtet wurde.

Ein Geschlechtsunterschied für das Erreichen dieses Grenz-Amplitudenfrequenzproduktes war nicht in allen Altersgruppen gleich deutlich ausgeprägt. So war

Mittlere Belastungen in mkp/sec für ein Amplitudenfrequenzprodukt
von 10 000 in verschiedenen Altersstufen
(Prüfung der Mittelwertsdifferenzen mit Hilfe der t-Funktion)

TABELLE 11

	10 Jahre.			12 Jahre			14 Jahre			16 Jahre			18 Jahre			Diff. 10:18
	AM	σ	n	AM	σ	n	AM	σ	n	AM	σ	n	AM	σ	n	
♂	3,93	1,7	18				5,1	1,8	20				7	2,8	18	
				(1,2) ^x			(1,5) ^x						2,46 ^x			5,53 ^{xx}
Diff. ♂ ^o ; ♂ ^o +	(0,99)			1,54 ^x			(1,38) ^x			(0,75)			2,91 ^{xx}			
♀ +	2,9	1,4	21				3,6	1,2	20				6,2	2,5	20	
				(0,66)			1,7 ^{xx}						(0,9)			3,61 ^{xx}

() = nicht significant

()^x = wahrscheinlich significant^x = significant^{xx} = sehr significant

der Mittelwertsunterschied bei den 10 jährigen Jungen und Mädchen nicht signifikant; im Alter von 12 Jahren bestand eine "signifikante", im Alter von 14 Jahren eine "wahrscheinlich signifikante" und im Alter von 18 Jahren eine "sehr signifikante" Mittelwertsdifferenz. Bei den 16 Jährigen konnte von uns kein signifikanter Unterschied beobachtet werden.

Die Tabelle 12 lässt erkennen, dass die gleichen Grundgesetzmäßigkeiten, wie sie für das Grenz-Amplitudenfrequenzprodukt beschrieben wurden, auch bei Verwendung des reduzierten Grenz-AFP zu beobachten waren. So erreichten die 10 jährigen Jungen und Mädchen den Grenzwert 10 000 im Mittel bei einer "sehr signifikant" niedrigeren Leistung als die 14 Jährigen, die 14 Jährigen ebenfalls bei einer "sehr signifikant" niedrigeren Leistung als die 18 Jährigen.

Bemerkenswerterweise waren allerdings die Geschlechtsunterschiede nach Reduktion des Amplitudenfrequenzproduktes in den meisten Altersstufen nicht mehr nachzuweisen. Nur bei der Gruppe der 18 Jährigen fand sich ein "sehr signifikanter" Mittelwertsunterschied.

Bei der Verwendung der Steigerung des reduzierten AFP (Tabelle 13) auf 250 % des Ruhewertes als Grenzwert, wurden die Unterschiede zwischen den Alters- und Geschlechtsgruppen nur noch mehr verwischt. Zwar liessen sich auch hier noch "sehr signifikante" Unterschiede zwischen den jüngsten und ältesten Gruppen bei beiden Geschlechtern nachweisen, doch bestanden bis zum 16. Lebensjahr überhaupt keine signifikanten Mittelwertsunterschiede zwischen benachbarten Altersgruppen. Auch zwischen dem 10. und 14. Lebensjahr lag die Differenz im Zufallsbereich. Geschlechtsunterschiede waren ausserdem nur im 16. Lebensjahr und hier nur mit einer geringen Wahrscheinlichkeit nachzuweisen.

Obschon alle drei von uns geprüften Grenz-Amplitudenfrequenzprodukte damit zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit geeignet sind, bietet die Bestimmung des einfachen AFP mit dem Grenzwert von 10 000 auf Grund unserer Untersuchungen die beste Differenzierungsmöglichkeit. Wir haben darum für unser Untersuchungsgut nur bezüglich des einfachen Amplitudenfrequenzproduktes die Abhängigkeit der Grenzwerte von der körperlichen Entwicklung noch näher untersucht.

So prüften wir zunächst die Beziehungen zwischen dem Grenz-Amplitudenfrequenzprodukt und den Reifestufen im Sinne von SCHMIDT-VOIGT (88). Die Reifebestimmung konnten wir aus technischen Gründen nur bei 177 Kindern durchführen. Bei 15 Mädchen im Alter von 14 Jahren und bei 5 Mädchen im Alter von 12 Jahren unterblieb die Reifebestimmung.

In Tabelle 14 sind die mittleren Belastungen in mkp/sec aufgeführt, bei denen ein Grenz-Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 in den einzelnen Reifegruppen

Mittlere Belastungen in mkp/sec für ein reduziertes Amplitudenfrequenzprodukt
von 10 000 in verschiedenen Altersstufen
(Prüfung der Mittelwertsdifferenzen mit Hilfe der t-Funktion)

TABELLE 12

	10 Jahre		Diff. 10:12	12 Jahre		Diff. 12:14	14 Jahre		Diff. 14:16	16 Jahre		Diff. 16:18	18 Jahre		Diff. 18:20
	AM	n		AM	n		AM	n		AM	n		AM	n	
♂	2,86	1,6	18				5,8	2,6	20	6,7	2,9	18	9,24	2,1	19
			(1,06)			(1,88) ^x			(0,87)			2,57 ^x			6,38 ^{xx}
Diff. ♂: ♀															
♀	2,1	1,5	21				4,7	1,6	16				6,7	1,9	19
			(1,15) ^x			(1,4) ^x			1,74 ^x			(0,26)			4,56 ^{xx}

() = nicht signifikant
 ()^x = wahrscheinlich signifikant
 x = signifikant
 xx = sehr signifikant

TABELLE 13

	10 Jahre			Diff. 10:12	12 Jahre			Diff. 12:14	14 Jahre			Diff. 14:16	16 Jahre			Diff. 16:18	18 Jahre			Diff. 10:18
	AM	σ'	n		AM	σ'	n		AM	σ'	n		AM	σ'	n		AM	σ'	n	
σ'	3,16	1,2	12		3,86	1,59	14		4,55	2,35	19		5,04	1,79	13		6,82	2,23	19	
				(0,7)				(0,69)				(0,49)				(1,78) ^x				3,66 ^{xx}
Diff. $\sigma' \div$	(0,47)				(0,89)				(0,86)				(1,37) ^x				(1,2)			
$\sigma +$	AM	σ'	n		AM	σ'	n		AM	σ'	n		AM	σ'	n		AM	σ'	n	
	2,69	1,37	17		2,97	1,81	19		3,69	1,67	16		3,67	1,09	19		5,62	1,72	17	
				(0,28)				(0,72)				(0,02)				1,95 ^{xx}				2,93 ^{xx}

() = nicht signifikant
()^x = wahrscheinlich signifikant
x = signifikant
xx = sehr signifikant

TABELLE 14

Diff.	K			Diff. K:KP	KP			Diff. KP:P	P			Diff. P:PR	PR			Diff. PR:R	R			Diff. K:R
	AM	σ	n		AM	σ	n		AM	σ	n		AM	σ	n		AM	σ	n	
♂	4,47	1, 84	29		5,10	1, 68	10	(1,75) ^x	6,85	2, 37	20		7, 5	2, 83	15		8,91	2, 33	22	xx 4,44
				(0, 63)									(0, 65)				(1, 41)			
Diff. ♂: +	1, 48 ^x				(1, 05)				(2, 14)				(2, 37) ^x				2, 52 ^{xx}			
	AM	σ	n		AM	σ	n		AM	σ	n		AM	σ	n		AM	σ	n	
♀ +	2,99	1, 39	21		4,03	1, 3	8	(0, 66)	4,71	3, 35	6		5,13	2, 41	19		6,39	1, 84	27	xx 3,40
				(1, 07)									(0, 65)				(1, 26) ^x			

() = nicht signifikant
()^x = wahrscheinlich signifikant
x = signifikant
xx = sehr signifikant

erreicht wurde. Man erkennt, dass dieser Grenzwert bei den Kindern in beiden Geschlechtern während einer niedrigeren Belastung auftrat als bei den Jugendlichen mit vollständig ausgebildeten Reifezeichen. In jeder Reifegruppe wiesen die Mädchen stets niedrigere Belastungsmittelwerte auf als die Jungen.

Eine statistische Überprüfung dieses Befundes zeigt, dass der Grenzwert des AFP bei den Jungen der Reifestufe P während einer "sehr signifikant" grösseren Belastung als bei den Kindern der Stufe K, jedoch bei einer "sehr signifikant" niedrigeren Belastung als bei den männlichen Jugendlichen der Reifegruppe R auftrat. Bei den Mädchen war dieser Befund - möglicherweise wegen der geringen Klassenbesetzung der Gruppen KP und P - nicht zu beobachten. Hier liess sich nur ein "sehr signifikanter" Unterschied zwischen den kindlich- und reifentwickelten Mädchen nachweisen.

Zwischen den Geschlechtern fand sich ein "signifikanter" bzw. "sehr signifikanter" Unterschied bezüglich der körperlichen Leistungsfähigkeit nur in den Reifegruppen K und R. In den Gruppen KP und P lag die Mittelwertsdifferenz im Zufallsbereich, während bei der Gruppe PR ein "wahrscheinlich signifikanter" Unterschied zu verzeichnen war.

Um zu prüfen, inwieweit die Veränderungen des Leistungsverhaltens mit verschiedenen Körpermassen in Beziehung standen, haben wir Korrelationen zwischen der Grenzbelastung beim Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 und der Körpergrösse, dem Körpergewicht sowie der Körperoberfläche berechnet. Wir führten diese Berechnung zunächst für 100 Jungen und 75 Mädchen getrennt durch. Das Ergebnis dieser Berechnungen ist in Tabelle 15 aufgeführt.

TABELLE 15

Korrelationskoeffizient für Amplitudenfrequenzprodukt zu:

	Zahl	Grösse	Gewicht	Körperoberfläche
Jungen	100	+0,66 ^x	+0,64 ^x	+0,64
Mädchen	75	+0,59 ^x	+0,51 ^x	+0,55 ^x
Jungen + Mädchen	194	+0,62 ^x	+0,56 ^x	+0,59 ^x

(^x = signifikant von Korrelation + 0 unterschieden)

Man erkennt in der Tabelle 15, dass der Belastungsgrenzwert für ein AFP von 10 000 mit allen Körpermassen positiv korreliert war. Die Korrelationskoeffizienten waren dabei in jedem Fall "signifikant" von 0 unterschieden. Prüfte man aber die Korrelationsunterschiede zwischen den Geschlechtern mit Hilfe der z-Transformation, so ergaben sich keine signifikanten Unterschiede.

Für die weiteren Korrelationsberechnungen wurden darum die Untersuchungsergebnisse der Jungen und Mädchen zusammengefasst, sodass die in Tabelle 15 aufgeführten Korrelationskoeffizienten auf Grund einer Berechnung von jeweils 194 Wertpaaren basieren. Alle Korrelationen waren wiederum hoch positiv und signifikant von 0 unterschieden. Zwischen den Korrelationen zwischen AFP und Körpergrösse, AFP und Gewicht und AFP und Körperoberfläche liessen sich jedoch mit Hilfe der z-Transformation keine signifikanten Unterschiede nachweisen.

Unsere Untersuchungen zeigen damit, dass sich über eine Bestimmung des Amplitudenfrequenzproduktes bei Arbeit die körperliche Leistungsfähigkeit von Kindern und Jugendlichen beurteilen lässt. Als Index für das Leistungsverhalten verschiedener Altersgruppen bewährte sich dabei für uns jene Belastung in mkp/sec , bei der ein Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 erreicht wurde.

Dieser Index zeigte signifikante Alters- und Geschlechtsunterschiede, die auch bei Berücksichtigung der Reifeentwicklung nachzuweisen waren. Bezog man die Leistungsindices jedoch auf Längen-, Gewichts- oder Oberflächeneinheiten, so lagen die Unterschiede zwischen beiden Geschlechtern bezüglich der Indexwerte im Zufallsbereich. Im Mittel bestand aber bei allen genannten Körpermassen eine lineare Beziehung zu diesem Leistungsindex.

Um zu prüfen, inwieweit die Beurteilung des Leistungsverhaltens durch einen funktionellen Index, welcher Blutdruck- und Pulsfrequenzmessungen berücksichtigt, mit einem Leistungsindex, bei dem nur Pulsfrequenzzählungen verwertet wurden, übereinstimmt, wurden noch weitere Berechnungen durchgeführt.

Da im Rahmen einer anderen Untersuchung bei allen unseren Kindern auch der Leistungs-Puls-Index nach E. A. MÜLLER (66) bestimmt wurde, konnten wir zwischen beiden Indices die Korrelationen berechnen. Dabei fanden wir für das gesamte Untersuchungsgut einen Korrelationskoeffizienten von $-0,46$. Dieser Index unterschied sich "signifikant" von einer mit 0 angenommenen Korrelation.

Der relativ niedrige Korrelationskoeffizient macht aber deutlich, dass man die Leistungsfähigkeit einer einzelnen Person mit beiden Indices unterschiedlich einstuft.

Eine nähere Analyse unseres Untersuchungsgutes zeigt dabei, dass man mit Hilfe eines Grenz-Amplitudenfrequenzproduktes auch bei Personen mit besonders "leistungsfähigem" Pulsverhalten einen schlechten Indexwert dann beobachtet, wenn sie zu Arbeitsbeginn eine sehr grosse Blutdruckamplitude aufweisen. Da man eine solche Reaktion aber besonders bei vegetativ labilen Personen beobachtet, die bei weiterer Arbeit ein normales Leistungsverhalten zeigen, geht ausser der Leistungsfähigkeit des Kreislaufsystemes auch noch die vegetative Reizbarkeit mit in den Index ein. Ob sich solche störenden Reaktionen vermeiden lassen,

wenn man - ähnlich wie bei Bestimmung des Leistungspulsindex (vgl. RUTENFRANZ und HETTINGER (83)) - vor Beginn des eigentlichen Arbeitsversuches mehrere Minuten lang ohne Belastung am Fahrradergometer arbeiten lässt, erscheint uns wahrscheinlich, konnte aber in unseren Untersuchungen nicht mehr geklärt werden.

IV. ZUSAMMENFASSUNG

Nach einem Einblick in die Literatur über das Verhalten des Blutdruckes und der Pulsfrequenz bei Arbeit im Kindes- und Jugendalter wird über eigene Untersuchungen an 100 Mädchen und 95 Jungen im Alter zwischen 10 und 18 Jahren berichtet. Die Kinder und Jugendlichen hatten dabei an einem Fahrradergometer mit kontinuierlich steigender Belastung zu arbeiten. Die verlangte Leistung nahm in jeder Minute kontinuierlich um 10 Watt zu.

Es zeigte sich, dass die Steilheit des Pulsfrequenzanstieges in Übereinstimmung mit den Untersuchungen anderer Autoren in den verschiedenen Alters- und Geschlechtsgruppen deutliche Unterschiede aufwies. Im Gegensatz hierzu fanden sich bezüglich der Blutdruckveränderungen keine entsprechenden Altersabhängigkeiten. Obwohl der systolische Blutdruck zwar in Ruhe und bei vergleichbaren Belastungen mit zunehmendem Alter anstieg, zeigten sich keine signifikanten Alters- und Geschlechtsunterschiede für die Blutdruckamplitude bei vergleichbaren Belastungen.

Die Blutdruckamplitude war vielmehr im wesentlichen von der Belastung abhängig. Die Abhängigkeit der Blutdruckamplitude von der Leistung folgte dabei der Gleichung $y = 50,75 + 5,0 x$. Sie entsprach damit einem Verlauf, der praktisch den von HOLLMANN bei Erwachsenen bestimmten Werten glich. Die Zunahme der Blutdruckamplitude bei steigender Belastung erfolgte dabei sowohl durch einen Anstieg des systolischen als auch des durch einen Abfall des diastolischen Blutdruckes.

Da das Verhalten des sog. Amplitudenfrequenzproduktes als Index der körperlichen Leistungsfähigkeit in der Arbeitsphysiologie der Erwachsenen benutzt wird, haben wir weiter geprüft, inwieweit sich verschiedene Grenz-Amplitudenfrequenzprodukte zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit eignen. Nach einem Einblick in die Literatur über die theoretischen Grundlagen einer solchen Leistungsprüfung, wurden insbesondere die Möglichkeit einer Herzschlagvolumenbestimmung bei Arbeit im Kindes- und Jugendalter diskutiert. Dabei kamen wir zu dem Schluss, dass die Bestimmung des Amplitudenfrequenzproduktes als relatives Mass des Herzminutenvolumens auch im Kindesalter für die Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit geeignet ist.

Benutzt man dabei diejenige Belastung in mkp/sec, bei der ein Amplitudenfrequenzprodukt von 10 000 erreicht wird, als Mass der körperlichen Leistungsfähigkeit, so lassen sich deutliche Unterschiede der verschiedenen Alters- und Geschlechtsgruppen nachweisen, welche mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen zu dieser Frage gut übereinstimmen.

Abschliessend wurde in einer ausführlichen statistischen Analyse geklärt, welche Faktoren die Änderungen der Grenz-Amplitudenfrequenzprodukte bestimmen, wobei insbesondere noch auf das reduzierte Amplitudenfrequenzprodukt und dessen prozentualen Verlauf eingegangen wurde. Die praktischen Folgerungen, welche sich für die Beurteilung der Leistungsfähigkeit mit Hilfe einer Bestimmung des Amplitudenfrequenzproduktes aus unseren Untersuchungen ergeben, wurden kurz diskutiert.

V. LITERATURVERZEICHNIS

1. Bach, F.: Ergebnisse von Massenuntersuchungen über die sportliche Leistungsfähigkeit und das Wachstum Jugendlicher in Bayern.
Limpert, Frankfurt (1955)
2. Bartenwerfer, H.: Herzrhythmik - Merkmale als Indikatoren psychischer Anstrengung.
Psychol. Beiträge 4, 7 (1960)
3. Bazett, H., Cotton, F., Laplace, L., Scott, J.:
Estimation of cardiac output from blood-pressure measurements.
Amer. J. Physiol. 109, 6 (1934)
4. Bengtsson, E.: The working capacity in normal children, evaluated by submaximal exercise on the bicycle ergometer and compared with adults.
Acta med. Scand. 154, 91 (1956)
5. Boas, E.P.: The heart rate of boys during and after exhausting exercise.
J. clin. Invest. 10, 145 (1931)
6. Bock, A.V., Vancaulaert, C., Dill, D.B., Fölling, A., Hurxthal, L.M.:
Studies in muscular activity III.
J. Physiol. 66, 136 (1928)
7. Bonsdorff, B.V.: Zur Methodik der Blutdruckmessung.
Acta med. Scand. 51 (1932)
8. Bornstein, A.: Eine Methode zur vergleichenden Messung des Herzschlagvolumens beim Menschen.
Pflüger's Archiv 132, 307 (1910)
9. Brecht, K., Boucke, H.:
Eine Methode der fortlaufenden unblutigen Registrierung des Blutdruckes am Menschen.
Klin. Wschr. 32, 683 (1954)
10. Broemser, Ph., Ranke, O.:
Über die Messung des Schlagvolumens auf unblutigem Weg.
Zschr. f. Biol. 90, 467 (1930)

11. Brouha, L., Heath, C. W.:
Resting pulse and blood pressure values in relation to
physical fitness in young men.
New Eng. J. Med. 228, 473 (1943)
12. Brownlee, K. A.:
Industrial Experimentation.
Her Majesty's stationery office, London (1956)
13. Crawford, J. D., Terry, M. E., Rourke, A. M.:
Zitiert nach Fanconi und Wallgren:
Lehrbuch der Pädiatrie S. 945.
Benno Schwabe Verlag, Basel 1958
14. Christensen, E. H.:
Beiträge zur Physiologie schwerer körperlicher Arbeit.
4. Mitteilung:
Die Pulsfrequenz während und unmittelbar nach schwerer
körperlicher Arbeit.
Arbeitsphysiologie 4, 453 (1931)
15. Christensen, E. H.:
Beiträge zur Physiologie schwerer körperlicher Arbeit.
7. Mitteilung:
Über die Brauchbarkeit der Acetylenmethode zur Be-
stimmung des Herzminutenvolumens während körper-
licher Arbeit.
Arbeitsphysiologie 5, 479 (1931)
16. Cullumbine, H., Bibile, S. W., Wikramanayake, T. W., Watson, R.:
Influence of age, sex, physique and muscular deve-
lopement on physical fitness.
J. appl. Physiol. 2, 488 (1950)
17. Curschmann, H.:
Über den Blutdruck im Kindesalter.
Med. Klin. 15, 1281 (1919)
18. Dill, D. B.:
Physiology of fatigue: Factors and criteria of
endurance.
J. Laborat. Clin. Med. 28, 596 (1934)
19. Duesberg, R., Schroeder, W.:
Pathophysiologie und Klinik der Kollapszustände.
Leipzig, Hirzelverlag (1944)
20. Engels, J., Nieske, L.:
Über das Verhalten des arteriellen Drucks während
körperlicher Arbeit.
Z. ges. exper. Med. 110, 81 (1941)

21. Erlanger, J. , Hooker, D. R. :
 An experimental study of blood pressure and of pulse pressure in man.
 John Hopkins Hosp. reports 12, 145 (1904)
22. Fantus, B. , Staehelin, R. :
 Das Verhalten des Blutdruckes beim Menschen während der Erholung von Muskularbeit.
 Zschr. klin. Med. 70, 444 (1910)
23. Feil, H. , Petti, M. , Park, O. :
 The Schneider index as modified by diseases of the circulation.
 Am. Heart J. 26, 1 (1943)
24. Fick, A. :
 Über die Messung des Blutquantums in den Herzventrikeln.
 Sitzungsbericht der Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft Würzburg 16 (1870)
25. Fürst, Th. , Soetbeer, F. :
 Experimentelle Untersuchungen über die Beziehungen zwischen Füllung und Druck in der Aorta.
 Dtsch. Arch. klin. Med. 90, 190 (1907)
26. Gallagher, J. R. , Brouha, L. , Johnson, T. J. :
 Dynamic physical fitness in adolescence:
 The use of the step-test in the evaluation of the fitness of adolescents.
 Yale J. Biol. 15, 781 (1934)
27. Giringhelli, G. , Serafini, L. :
 Contributo alla conoscenza della fisiologica respiratoria, valutata col metodo di Knipping, in condizioni di riposa e di lavoro muscolare in soggetti sani di ambo i sessi in etasco.
 Minerva paediatrica 10, 1 (1958)
28. Graser, F. :
 Persönliche Mitteilung.
29. Grebner, F. , Grünbaum, R. :
 Über die Beziehungen der Muskularbeit zum Blutdruck.
 Wien. Med. Presse 49, 2032 (1899)

30. Grollmann, A.: Determination of cardiac output of man by use of
 acethylen.
Amer. J. Physiol. 88, 432 (1929)
31. Grollmann, A.: Schlagvolumen und Zeitvolumen des gesunden und
 kranken Menschen.
Steinkopff, Dresden 1935
32. Hamilton, W.F., Moore, J.W., Kinsman, J., Spurling, R.G.:
 Studies on circulation:
 Further analysis of injection method and of changes
 in hemodynamics under physiological and pathologi-
 cal conditions.
Amer. J. Physiol. 99, 534 (1932)
33. Hansen, E.: Atmung und Kreislauf bei körperlicher Arbeit.
 Handbuch der normalen und pathologischen Physiolo-
 gie, 15, 835 (1931)
34. Heinemann, W.: Med. Diss. Bonn (1949)
35. Hellbrügge, Th., Rutenfranz, J., Graf, O.:
 Gesundheit und Leistungsfähigkeit im Kindes- und
 Jugendalter.
Thieme Verlag 1960
36. Herxheimer, H.: Beiträge zur Entstehung des Trainingszustandes.
 Zschr. klin. Med. 103, 722 (1926)
37. Herxheimer, H.: Zur Physiologie des Trainings.
 Zschr. klin. Med. 98, 484 (1924)
38. Hettinger, Th., Rohdal, K.:
 Ein modifizierter Stufentest zur Messung der Bela-
 stungsfähigkeit des Kreislaufs.
Dtsch. med. Wschr. 85, 553 (1960)
39. Hollmann, W.: Der Arbeits- und Trainingseinfluss auf Kreislauf und
 Atmung.
Steinkopff Verlag, Darmstadt 1959
40. Hollmann, W., Venrath, H., Valentin, H., Spellerberg, B.:
 Über den arteriellen Blutdruck beim Menschen wäh-
 rend dosierter körperlicher Arbeit.
Zschr. Kreislaufforsch. (im Erscheinen)

41. Iljin-Kakujeff, B. J.: Veränderungen des Blutkreislaufes in den ersten Minuten nach Beginn und Ende der körperlichen Arbeit.
Arbeitsphysiologie 9, 138 (1935)
42. Joppich, G., Quednau, H.:
Über das Verhalten des Blutdrucks bei körperlicher Arbeit im Kindes- und Jugendalter.
Mschr. Kinderhk. 94, 363 (1944)
43. Katzenberger, A.: Puls und Blutdruck bei gesunden Kindern.
Zschr. Kinderhk. 9, 167 (1913)
44. Kaupe, W.: Der Blutdruck im Kindesalter.
Mschr. Kinderhk. 9, 257 (1910)
45. Keuth, U., Peusquens, M.:
Die hämodynamischen Kreislaufgrößen im Säuglings- und Kindesalter (Normwerte und vergleichende Untersuchungen).
Zschr. Kinderhk. 78, 379 (1956)
46. Kirchhoff, H. W.: Untersuchungen über die Kreislaufregulation der Kinder und Jugendlichen.
Ärztliche Jugendkunde 52, 129 (1960)
47. Kirchhoff, H. W., Eichler, R.:
Untersuchungen über die Kreislaufregulation im Reifungsalter.
Zschr. Kinderhk. 72, 113 (1952)
48. Kirchhoff, H. W., Reindell, H., Giese, J.:
Untersuchungen zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit im Kindesalter.
Zschr. Kinderhk. 78, 638 (1956)
49. Kirchhoff, H. W., Reindell, H., Hauswaldt, Ch.:
Untersuchungen zur Beurteilung der Leistungsbreite im Reifungsalter.
Zschr. Kinderhk. 81, 211 (1958)
50. Kirschsieper, H. M.: Über indirekte Blutdruckmessung am Menschen; Der Einfluss des Umfanges der Messtelle.
Zschr. Kinderhk. 71, 422 (1952)
51. Koller, S.: Graphische Tafeln zur Beurteilung statistischer Zahlen.
Steinkopff Verlag, Darmstadt (1953)

52. Korotkoff: Ber. d. militärärztl. Akademie St. Petersburg 5, (1905)
Zit. nach Straub: Abderhaldens Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden. 5, 135 (1922)
53. Krogh, A., Lindhard, J.: Regulation of respiration.
J. Physiol. 47, 112 (1913)
54. Lehmann, G., Michaelis, H.: Die Messung der körperlichen Leistungsfähigkeit.
Arbeitsphysiologie 11, 376 (1941)
55. Lenz: "Wachstum, Körpergewicht, Körperlänge, Proportionen, Habitus" in
Biologische Daten für den Kinderarzt, Brock 1954
56. Liljestrand, G., Stenström, N.: Blutdruck und Pulsfrequenz beim Gehen und Laufen auf horizontaler Bahn.
Scand. Arch. Physiol. 39, 207 (1919)
57. Liljestrand, G., Zander, E.: Vergleichende Bestimmungen des Minutenvolumens des Herzens beim Menschen mittels der Stickoxydultmethode und durch Blutdruckmessungen.
Zschr. exper. Med. 59, 105 (1927)
58. Lowsley, S. O.: The effects of various forms of exercise on systolic, diastolic, pulse pressure and pulse rate.
Amer. J. Physiol. 27, 446 (1910)
59. Mac Curdy, J.: The effect of maximum muscular effort on blood pressure.
Amer. J. Physiol. 5, 95 (1910)
60. Marey, E. J.: Recherches sur le pouls au moyen d'un nouveau appareil enregistreur: le Sphygmographe.
Gaz. Médecin, Paris (1860)
61. Masing, E.: Über das Verhalten des Blutdrucks des jungen und des bejahrten Menschen bei Muskelarbeit.
Dtsch. Arch. klin. Med. 74, 253 (1902)

62. Master, A. M., Oppenheimer, E. T.:
Simple exercise tolerance test for circulatory
efficiency with standard tables for normal individuals.
Amer. J. Medical science 177, 223 (1929)
63. Mathes, K.:
Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit fortlaufend
registrierenden Methoden.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1951
64. Matthes, H. U.:
Die gasanalytische und physikalische Schlagvolumen-
bestimmung bei Ruhe und Arbeit.
Arbeitsphysiologie 10, 668 (1939)
65. Meyer, E.:
Blutdruckuntersuchungen an gesunden und kranken
Kindern.
Zschr. Kinderhk. 47, 560 (1929)
66. Müller, E. A.:
Ein Leistungs-Puls-Index als Mass der Leistungsfähig-
keit.
Arbeitsphysiologie 14, 271 (1950)
67. Müller, E. A.:
Radmarkt 4, 13 (1952)
68. Müller, E. A., Himmelmann, W.:
Geräte zur kontinuierlichen fotoelektrischen Puls-
zählung.
Arbeitsphysiologie 16, 400 (1957)
69. Müller, E. A., Reeh, J.:
Die fortlaufende Registrierung der Pulsfrequenz bei
beruflicher Arbeit.
Arbeitsphysiologie 14, 137 (1950)
70. Nitsch, K.:
Untersuchungen über die Kreislaufregulation bei orga-
nisch gesunden Kindern.
Mschr. Kinderhk. 96, 296 (1948/1949)
71. Nöcker, J., Böhlau, V.: Abhängigkeit der Leistungsfähigkeit vom Alter und
Geschlecht.
Münch. med. Wschr. 46, 1517 (1955)
72. Nöcker, J., Böhlau, V.: Leibesübungen und Gesundheitserziehung.
Tries, Freiburg 1955

73. Nowy, H., Kikodse, K., Zöllner, N.:
Die Bestimmungen des Herzminutenvolumens und
zentralen Blutvolumens in Ruhe und bei körperlicher
Arbeit mit Hilfe der Farbstoffmethode.
Zschr. Kreislaufforsch. 46, 382 (1957)
74. Oberhoff, P.:
Über den Blutdruck im Kleinkindes- und Schulalter und
seine tagesperiodischen Veränderungen.
Med. Diss. München 1958
75. Ohr, A., Parade, G.W.: Untersuchungen über den Einfluss körperlicher Bela-
stungen auf den Kreislauf:
2. Mitteilung:
Das Verhalten des arteriellen Blutdruckes und der
Herzfrequenz nach Körperarbeit beim gesunden Un-
trainierten.
Zschr. klin. Med. 143, 252 (1943)
76. Recklinghausen, H.v.: Über Blutdruckmessung beim Menschen.
Arch. exper. Path. Pharmac. Leipzig 46, 78 (1901)
77. Rieger, H.: Beurteilung des Kreislaufs bei Jugendlichen.
Arch. Kinderhk., Stuttgart 118, 123 (1939)
78. Riva-Rocci:
Un nuovo sfigmomanometro.
Gazz. med. Torino (1896)
79. Robinow, M., Hamilton, F.W., Woodbury, R., Volpitto, P.:
Accuracy of clinical determination of blood pressure
in children.
Amer. J. Dis. Child. 58, 102 (1939)
80. Rothschuh, K.E.: Die Regulationsprüfung des Kreislaufs. Eine einfache
Kreislauffunktionsprobe.
Münch. med. Wschr. 50, 1974 (1937)
81. Rutenfranz, J.: Das Verhalten der Pulsfrequenz bei Arbeit unter Zeit-
druck.
Arbeitsphysiologie 18, 264 (1960)
82. Rutenfranz, J., Hellbrügge, Th., Stehr, K., Hocke, Ch., Hocke, R.:
Über den Einfluss des Filmserlebnisses auf das Pulsver-
halten von Kindern.
In Vorbereitung

83. Rutenfranz, J., Hettinger, Th.:
Untersuchungen über die Abhängigkeit eines Leistungs-Puls-Indexes von Lebensalter, Geschlecht und körperlicher Entwicklung.
Zschr. Kinderhk. 83, 65 (1959)
84. Salle, V.:
Über den Blutdruck im Kindesalter.
Jahrb. Kinderhk. 73, 273 (1911)
85. Schellong, F.:
Regulationsprüfung des Kreislaufs.
Steinkopff, Dresden und Leipzig (1938)
86. Schellong, F., Heinemeier, M.:
Über die Kreislaufregulation in aufrechter Körperstellung und ihre Störungen.
Gute Regulation und Übergang zum Kollaps.
Zschr. exper. Med. 89, 61 (1933)
87. Schellong, F., Lüderitz, B.:
Regulationsprüfung des Kreislaufs: Funktionelle Differentialdiagnose von Herz- und Gefäßstörungen.
Steinkopff, Darmstadt 1954
88. Schmidt-Voigt, J.:
Das Körperbild im Reifungsalter.
Erg. inn. Med. 64, 995 (1945)
89. Schneider, E.:
A cardiovascular rating as a measure of physical fatigue and efficiency.
J. Amer. Med. Ass. 74, 1507 (1920)
90. Schneider, E., Crampton, C.:
The cardiovascular responses of preadolescent boys to muscular activity.
Amer. J. Physiol. 114, 473 (1936)
91. Schneider, E., Truesdall, D.:
A statistical study of the pulse rate and the arterial blood pressure in recumbency, standing and after a standard exercise.
Amer. J. Physiol. 61, 429 (1922)
92. Seiler, F.:
Praktische Bemerkungen über den Blutdruck und über Normalwerte des Blutdrucks im Kindesalter.
Correspbl. f. Schweiz. Ärzte 40, 433 (1910)

93. Stewart, G.: The pulmonary circulation time, the quantity of blood in the lungs and the output of the heart.
Amer. J. Physiol. 58, 20 (1921)
94. Stone, W. J.: The differentiation of cerebral and cardiac types of hyperarterial tension in vascular diseases.
Arch. Int. Med. Chicago 16, 775 (1915)
95. Strasburger, J.: Über den Einfluss der Aortenelastizität auf das Verhältnis zwischen Pulsdruck und Schlagvolumen des Herzens.
Dtsch. Arch. klin. Med. 91, 376 (1907)
96. Sundal, A.: Der normale Blutdruck im Alter von 3 bis 20 Jahren.
Zschr. Kinderhk. 47, 742 (1929)
97. Suter, F.: Über das Verhalten des Aortenumfanges unter physiologischen und pathologischen Bedingungen.
Arch. exper. Path. Pharmak. 39, 289 (1897)
98. Taylor, C., Brown, G. E.: Some observations on validity of Schneider test.
J. Aviation Med. 15, 214 (1944)
99. Turner, A. H.: Personal character of the prolonged standing circulatory reaction and factors influencing it.
Amer. J. Physiol. 87, 667 (1928)
100. Vogt, D.: Über den gegenwärtigen Stand der Akzeleration in Bayern.
Arch. Kinderhk. 159, 141 (1959)
101. Wahlund, H.: Determination of the physical working capacity.
Acta med. Scand. 215 (1948)
102. Wezler, K., Böger, A.: Über einen neuen Weg zur Bestimmung des absoluten Schlagvolumens beim Menschen auf Grund der Windkesseltheorie.
Arch. exper. Path. Pharmak. 184, 482 (1937)
103. Wolfensohn-Kriss, P.: Über den Blutdruck im Kindesalter.
Arch. Kinderhk. 53, 332 (1910)
104. Wright, S.: Normal blood pressure.
Appl. Physiol. Oxf. Univ. Press. London 1952

105. Zander, E.: Det arteriella blodtrycket.
 Stockholm 1921

Herrn Privatdozenten Dr. Hellbrügge danke ich für die Überlassung des Themas.

Herrn Dr. Dr. Rutenfranz möchte ich für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Untersuchungen und der Korrektur der Arbeit danken.

Meine Kollegen Herr Christian Hocke und Herr Rüdiger Hocke erwiesen sich bei der Durchführung der Versuche als angenehme Mitarbeiter.

Fräulein Reif danke ich für ihre freundliche Hilfe bei der Ausführung der Zeichnungen.

Zum Schluss möchte ich dem Direktor der Universitäts-Kinderpoliklinik, Herrn Professor Dr. Weber für die Übernahme des Referates dieser Arbeit danken.

VI. LEBENSLAUF

Ich, Elisabeth Keilhacker, wurde am 17.12.1935 als Tochter des Universitätsprofessors Dr. Martin Keilhacker in Nürnberg geboren. 1938 zogen meine Eltern von dort nach Wien und 1942 nach München.

Die Volksschule besuchte ich in München-Grosshadern und in Isen/Obb. 1946 trat ich in das Realgymnasium am Anger in München ein, wo ich im Juli 1954 die Reifeprüfung ablegte.

Von 1954 bis 1957 studierte ich an der Medizinischen Fakultät der Universität München und bestand dort im März 1957 die ärztliche Vorprüfung. Während des klinischen Studiums verbrachte ich je ein Semester in Münster/Westf. und Kiel. Anschliessend studierte ich wieder in München, wo ich nach dem 11. Semester im Juni 1960 das Staatsexamen bestand.

Das erste Jahr meiner Medizinalassistentenzeit werde ich im Rahmen des Read-Programmes an dem Lawrence-General-Hospital/Massachusetts verbringen.

